Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Vânia Sofia Coelho Moreira

Desenvolvimento de um Sistema Automático de Determinação do Tipo Sanguíneo

Outubro de 2012

Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Vânia Sofia Coelho Moreira

Desenvolvimento de um Sistema Automático de Determinação do Tipo Sanguíneo

Tese de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Eletrónica Industrial e Computadores

Trabalho efetuado sob a orientação de
Professora Doutora Filomena Maria da Rocha Menezes Oliveira Soares

Co-orientador:
Professor Doutor Vítor Hugo Mendes da Costa Carvalho
Centro de Investigação Algoritmi da Escola de Engenharia da U.M.

Outubro de 2012

AGRADECIMENTOS

À Professora Doutora Filomena Soares e ao Professor Doutor Vítor Carvalho pelo acompanhamento prestado à realização desta dissertação, nomeadamente supervisão, sugestões dadas, apoio e incentivo prestado.

Ao Professor Doutor José Machado, pela exigência na realização do trabalho desenvolvido relacionado com a área de Engª Mecânica, pela preocupação demostrada e por todo o apoio na supervisão da dissertação.

Ao Professor Doutor Miguel Nóbrega e Fernando Duarte, pela disponibilidade dispensada na realização de parte do protótipo.

Aos técnicos das oficinas do Departamento de Eletrónica Industrial, Joel Almeida e Carlos Torres pela ajuda e colaboração no trabalho realizado.

À Sara Pimenta por toda a disponibilidade em ajudar nos testes efetuados.

A todos do grupo do laboratório pela ajuda, apoio e atenção prestada, nomeadamente, Karolina Bezerra, José Luís Rodrigues, Nuno Gonçalves e Ana Ferraz.

Aos meus Pais, Irmãos, e toda a família pelo apoio demonstrado.

A todos os meus amigos, pelo apoio, otimismo, amizade e preocupação.

Ao Pedro e aos Pais por todo o apoio, dedicação, paciência, ajuda e disponibilidade na resolução de problemas.

Ao Instituto Português do Sangue e da Transplantação pelas amostras de sangue cedidas.

RESUMO

Em situações de emergência médica, quando um paciente necessita de efetuar transfusões sanguíneas, administra-se o tipo sanguíneo dador universal (O^-), uma vez que atualmente não existe nenhum equipamento comercial capaz de determinar o tipo sanguíneo do paciente no local de emergência, de uma forma rápida e fiável. Este procedimento leva frequentemente à rutura de *stock* deste grupo sanguíneo.

Quando é necessário efetuar a determinação do tipo sanguíneo de um paciente, normalmente efetua-se o teste manual, em que um analista efetua a observação e interpretação dos resultados macroscopicamente. Este teste, apesar de possuir um tempo de resposta reduzido, pode levar a erros humanos que se podem tornar fatais para o paciente. Existem também equipamentos que determinam o tipo sanguíneo de humanos de forma automática, no entanto, a sua utilização restringe-se ao laboratório, uma vez que não reúnem as características que possibilitam a sua utilização em situações de emergência, nomeadamente, tempo de resposta, peso e dimensões reduzidas.

Esta dissertação tem como objetivo o desenvolvimento de um equipamento que determine o tipo sanguíneo de humanos, sistema ABO e Rh em situações de emergência, tendo em atenção características adequadas de fiabilidade na análise, portabilidade, peso, dimensões e tempo de resposta, de forma a poder ser utilizado em veículos de emergência médica e urgências de unidades de saúde (Hospitais, Centros de Saúde, entre outros).

Desta forma, apresenta-se o estudo, projeto e construção de um protótipo (equipamento mecatrónico), baseado no teste manual, que determina o tipo de sangue de humanos, com requisitos adequados para situações de emergência, nomeadamente, 5kg de massa (50N de peso), dimensões de 270 mm de comprimento, 200 mm de largura e 120 mm de altura e um tempo de resposta máximo de 3 minutos.

O protótipo efetua a mistura do sangue a analisar com os respetivos reagentes, adquire a imagem resultante e processa os dados (com base em técnicas de processamento de imagem) de forma a determinar o tipo sanguíneo em análise. O equipamento foi testado e validado em laboratório, utilizando amostras catalogadas de todos os grupos sanguíneos, cedidas pelo Instituto Português do Sangue e da Transplantação Futuramente, espera-se testar o sistema em ambiente clínico.

Palavras-Chave: Sistema Mecatrónico, Determinação do Grupo Sanguíneo, *Labview*.

ABSTRACT

In medical emergency situations, when a patient needs a blood transfusions, it is administrated the universal blood type – O^-, since there is not any commercial equipment capable of determine the patient's blood type in-situ, in a fast and reliable way. This procedure often leads to stock rupture of the universal blood type.

Human blood typing is usually performed using the manual test, which involves a macroscopic observation and interpretation of results by an analyst. This test, despite of having a fast response time, may lead to human errors, errors that sometimes may be fatal to the patient. There is also equipment capable of automatically determining human blood type. However, their use is restricted to laboratory, once the requested characteristics to be used in emergency situations are not gathered, specifically, fast response time, small weight and dimensions.

This essay has as objective the development of an automatic device capable of determine human blood type, ABO and Rh systems in emergency situations, taking into consideration characteristics of reliability of analysis, portability, weight, dimensions and response time, in order to be used in emergency vehicles and emergency health units (Hospitals, Health Centers, among others).

This way, a prototype was studied, designed and built (Mechatronic Equipment), based on the manual test, which determines humans blood type, with proper requirements for emergency situations, namely, 5kg of mass, dimensions of [270x200x120 mm], length, width and height, respectively, and 3 minutes of response time.

The prototype performs a blood and reagents mixture, acquires the resultant image and processes the data (based on image processing techniques) to determinate the sample blood type. The equipment was tested and validated in laboratory, using cataloged samples of all blood types, provided by the Portuguese Institute of Blood. Hereafter, it is expected to test the system in clinical environments.

Keywords: Mechatronic System, Blood Type Determination, Labview.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO 1
1.1. Objetivos da Dissertação 3
1.2. Equipamentos Existentes no Mercado 3
1.2.1. Autoanalyzer 3
1.2.2. Olympus PK 7200 4
1.2.3. Tango 5
1.2.4. Galileo 6
1.2.5. Galileo Echo 7
1.2.6. NEO 8
1.2.7. WADiana 9
1.2.8. Protótipo de Deteção do Tipo Sanguíneo - Primeira Abordagem 10
1.2.9. Análise de Valor dos Equipamentos Existentes 11
1.3. Máquinas para Realização de Análises Sanguíneas 17
1.3.1. Génio S 17
1.3.2. Comparação de Máquinas de Análises Sanguíneas 20
1.4. Motivação e Enquadramento 22
1.5. Resultados da Atividade Científica Desenvolvida 22
1.6. Estrutura da Dissertação 23
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS 25
2.1. Sangue e Seus Constituintes 27
2.1.1. Sistema ABO 28
2.1.2. Fator Rhesus 28
2.1.3. Transfusões de Sangue 29
2.2. Método Manual de Determinação do Tipo Sanguíneo de Humanos 31
2.3. Sensores 32
2.3.1. Sensores de Medição de Posição/Deslocamento 33
2.4. Motores Elétricos 35
2.4.1. Motor de Corrente Contínua (CC) 36
2.5. Acionamento do Motor 39
2.6. Microcontrolador Arduino Duemilanove 40
3. DESCRIÇÃO DO SISTEMA 43
3.1. Conceção do Sistema 45

3.2. Projeto do Sistema Mecânico de Determinação do Tipo Sanguíneo 46
3.3. Projeto Elétrico e Eletrónico do Protótipo 48
3.3.1. Fonte de Energia 49
3.3.2. Controlo de Iluminação 50
3.3.3. Acionamento do Motor 51
3.3.4. Sensores Aplicados 53
3.4. *Software* / Controlo do Protótipo 56
3.5. Integração dos Sistemas 60
3.5.1. Sistema de Determinação do Tipo Sanguíneo 60
3.5.2. Eletrónica do Sistema 65
3.5.3. *Software* de Determinação do Grupo Sanguíneo 67
3.5.4. Sistema Mecatrónico de Deteção do Grupo Sanguíneo 68
4. TESTES E RESULTADOS 71
4.1. Resultados da Fase Inicial 73
4.1.1. Tipo de sangue AB 73
4.2. Análise de Resultados em Processamento de Imagem 76
4.2.1. Teste ao Tipo Sanguíneo A 77
4.2.2. Teste ao Tipo Sanguíneo B 79
4.2.3. Teste ao Tipo Sanguíneo AB 82
4.2.4. Teste ao Tipo Sanguíneo O 85
4.2.5. Análise dos Resultados 87
5. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS 89
REFERÊNCIAS 93
ANEXOS 97

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Technicon Autoanalyzer [4]..... 4
Figura 1.2: AutoanalyzerII [3]..... 4
Figura 1.3: Exemplar de Olympus PK7200 [5]..... 5
Figura 1.4: Tango [6]..... 6
Figura 1.5: Exemplar da Galileo da Immucor [7] 6
Figura 1.6: Galileo Echo. A-Interface (Windows XP®); B-Módulo de Fluidos; C-Sistemas de Suporte de Amostras e Reagentes; D-Suporte de carregamento de Microplacas; E-Processamento automático de Resultados [10]..... 7
Figura 1.7: Exemplar da NEO da Immucor. a-Interface(Windows®); b-Sistema de Suporte de Amostras; c--Pipetadores Duplos; d-Torre de carregamento das Microplacas (módulo de lavagem e análise de imagem); e-Módulo de Centrifugação; f-Módulo de Fluidos [11] 8
Figura 1.8: *Software* STAT da NEO-Immucor [11]..... 9
Figura 1.9: WADiana [14]..... 9
Figura 1.10: Protótipo de uma Máquina de Determinação do Tipo Sanguíneo [16]. 10
Figura 1.11: Máquina Genio S [22]..... 17
Figura 1.12: Parte Interna de Genio S [22]..... 18
Figura 1.13: *Multi Reagent Tank* [22]. 18
Figura 1.14: 3*Magnetic Head* [22]. 18
Figura 1.15: Secador [22]. 19
Figura 1.16:Aplicador de Amostras [22]. 19
Figura 1.17: *Migration Chamber* [22]. 19
Figura 2.1: Amostra de Sangue com os Seus Constituintes [29]..... 27
Figura 2.2: Resultados do Teste Manual em Lâmina Referente à Mistura da Amostra de Sangue com Reagentes. 31
Figura 2.3: Histerese de um Sensor [34]. 33
Figura 2.4: Visualização da Zona Limite e Morta de um Sensor [33]. 33
Figura 2.5: Sensor Ótico Infravermelho [35] 34
Figura 2.6: Curvas Correspondentes à Ativação e Desativação do Sensor Ótico [35]. . 34
Figura 2.7: Exemplos de Sensores Fim de Curso [36]. 35
Figura 2.8: Motores de Corrente Contínua [38]. 36
Figura 2.9: Motor CC com dois Polos [40]. 37
Figura 2.10: Esquemático do Funcionamento de um Motor CC com Dois Polos [40].. 37
Figura 2.11: Constituição de um Motor CC de Íman Permanente [41]..... 38
Figura 2.12: Ponte H para Acionamento de um Motor [42]..... 39
Figura 2.13: Placa Arduino Duemilanove [44] 41
Figura 3.1:Diagrama de Blocos..... 46
Figura 3.2: Projeto do Sistema Mecânico de Determinação do Tipo Sanguíneo [100x85x145 mm] [30]..... 47
Figura 3.3: Sistema de Amostras..... 48
Figura 3.4: Diagrama Elétrico [30]..... 49
Figura 3.5: Fonte de Energia - Bateria [51]..... 50
Figura 3.6: Esquemático relativo à Ligação da Alimentação [44]. 50

Figura 3.7: Esquemático da Ligação da Iluminação..... 51
Figura 3.8: Esquemático Dimensionado da Ligação da Iluminação 51
Figura 3.9: Pinos de Entrada/Saída do Integrado LN298 [52]. 52
Figura 3.10: Montagem da Drive-Motor [44]. 53
Figura 3.11: Sensor Fim de Curso. 54
Figura 3.12: Esquemático do Sensor Fim de Curso com o Microcontrolador [44]..... 55
Figura 3.13: Montagem do Sensor Ótico com o Arduino [35,44]..... 56
Figura 3.14: Fluxograma do Protótipo [54]..... 57
Figura 3.15: Interface em *Labview*-Início [55]..... 58
Figura 3.16: Interface em *Labview*-Teste [55]. 59
Figura 3.17: Interface em *Labview*-Fim do Teste [55]. 59
Figura 3.18: Documento Criado pelo *Software* em *Labview* para Gravar os Dados do Teste. 60
Figura 3.19: Protótipo de Deteção do Grupo Sanguíneo. 62
Figura 3.20: Sistema de Amostras Número Um. 62
Figura 3.21: Sistema de Amostras Número Dois. 63
Figura 3.22: Tampa das Placas de Poliestireno Utilizadas para Cultura de Células. 63
Figura 3.23: Sistema de Amostras Número Três..... 64
Figura 3.24: Sistema de Amostras Final..... 64
Figura 3.25: Tampa Final do Sistema Final; a)Tampa-cima; b)Tampa-baixo 65
Figura 3.26: Sensor Ótico..... 65
Figura 3.27: Sensor Fim de Curso..... 65
Figura 3.28: Esquemático do Protótipo..... 66
Figura 3.29: Placa PCB do Sistema. 66
Figura 3.30: Técnicas desenvolvidas no *Software* de Processamento de Imagem [30] . 67
Figura 3.31: Sistema Mecatrónico de Determinação do Tipo Sanguíneo – Interior..... 68
Figura 3.32: Sistema Mecatrónico de Determinação do Tipo Sanguíneo – Exterior..... 68
Figura 3.33: Protótipo de Determinação do Tipo Sanguíneo a) Sistema Mecatrónico de Determinação do Tipo Sanguíneo; b) Computador..... 69
Figura 4.1: Sistema de Amostras Número Um – Teste 1 – AB^+. 73
Figura 4.2: Sistema de Amostras Número Um – Teste 2 – Aglutinado. 74
Figura 4.3: Simulação de uma Lâmina de Vidro com Sistema de Amostras Número Um – Teste 3 – Aglutinado. 74
Figura 4.4: Sistema de Amostras Número Dois – Teste 1 – AB^- 75
Figura 4.5: Sistema de Amostras Número Dois – Teste 2 – AB^- 75
Figura 4.6: Sistema de Amostras Número Três – Teste 1 – B^- 76
Figura 4.7: Sistema de Amostras Número Três – Teste 2 – A^+..... 76
Figura 4.8: Resultados do Teste 1 de *Software* de Processamento de Imagem. 77
Figura 4.9: Resultados do Teste 1 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* 77
Figura 4.10: Resultados do Teste 2 de *Software* de Processamento de Imagem. 78
Figura 4.11: Resultados do Teste 2 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* 79
Figura 4.12: Resultados do Teste 3 de *Software* de Processamento de Imagem. 80

Figura 4.13: Resultados do Teste 3 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* 80
Figura 4.14: Resultados do Teste 4 de *Software* de Processamento de Imagem. 81
Figura 4.15: Resultados do Teste 4 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* 81
Figura 4.16: Resultados do Teste 6 de *Software* de Processamento de Imagem. 82
Figura 4.17: Resultados do Teste 6 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* 83
Figura 4.18: Resultados do Teste 6 de *Software* de Processamento de Imagem. 84
Figura 4.19: Resultados do Teste 6 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* 84
Figura 4.20: Resultados do Teste 7 de *Software* de Processamento de Imagem. 85
Figura 4.21: Resultados do Teste 7 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* 85
Figura 4.22: Resultados do Teste 8 de *Software* de Processamento de Imagem. 86
Figura 4.23: Resultados do Teste 8 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* 86

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1.1: Comparação dos Equipamentos de Determinação de Sistema ABO e Rh [1-21]. 11
Tabela 1.2: Comparação de Máquinas de Análises Sanguíneas [22-24]..... 20
Tabela 2.1: Tipos de Antigénios e Anticorpos Existentes nos Grupos Sanguíneos. 28
Tabela 2.2: Tipos de Antigénios e Anticorpos Existentes no Fator Rh. 29
Tabela 2.3: Possibilidades de Tipos Sanguíneos com Adição do Fator Rh 29
Tabela 2.4: Compatibilidade entre Grupos Sanguíneos entre Paciente/Doador [28]. 30
Tabela 2.5: Compatibilidade entre Grupos Sanguíneos e Fator Rh entre Paciente/Doador [28]. 30
Tabela 2.6: Possíveis Aglutinações de Reagentes com a Amostra de Sangue [27]. 31
Tabela 2.7: Características Resumidas do Arduino Duemilanove [43]..... 41
Tabela 3.1:Requisitos do Protótipo. 45
Tabela 3.2: Valor dos Parâmetros do Sistema [35,50-52]. 49
Tabela 3.3: Valor dos Parâmetros do Sistema [35]. 56

GLOSSÁRIO

Variável	Significado	Unidade
V	Volume	L
F	Força	N
x	Comprimento	m
k	Constante de elasticidade de uma mola	N/m
V	Tensão	V
I	Intensidade de corrente elétrica	A
R	Resistência elétrica	Ω
τ	Unidade de medida de binário	Nm
T	Tempo	h
f	Frequência	Hz

Siglas	Significado
CC	Corrente Contínua
CCD	*Charge-Coupled Device*
EEPROM	*Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*
GND	Massa de um circuito Elétrico
LCD	*Liquid Crystal Display*
LED	*Light-Emitting Diode*
MIEEIC	Mestrado Integrado em Engenharia Eletrónica da Universidade do Minho
PCB	Placa de Circuito Impresso
PWM	*Pulse-Width Modulation*
SRAM	*Static Random Access Memory*
TIC	Technicon® Instrument Corporation
USB	*Universal Serial Bus*

1. INTRODUÇÃO

Sumário

Atualmente quando há necessidade de efetuar transfusões sanguíneas a utentes em situações de emergência, administra-se o tipo sanguíneo dador universal uma vez que não existe nenhum equipamento que determine o tipo sanguíneo capaz de responder a situações de emergência médica. Por vezes, este facto leva à rutura de *stock* deste grupo sanguíneo nos centros médicos.

Assim, surge a necessidade de construir um equipamento que perante situações desta natureza, consiga determinar o tipo sanguíneo do utente, fazendo com que seja possível administrar a cada utente um tipo sanguíneo que lhe seja compatível e por fim resolver deste modo a problemática de escassez do tipo sanguíneo dador universal.

Esta secção tem como objetivo contextualizar o tema do trabalho. Inicialmente vão ser abordados os equipamentos comerciais que efetuam a determinação do grupo sanguíneo ABO e Rh bem como os equipamentos relacionados com a área da saúde que podem ajudar no projeto do sistema desejado.

De seguida, é feita uma abordagem da motivação e enquadramento deste trabalho de modo a centrar qual o objetivo desta dissertação.

São também apresentados os resultados da atividade científica desenvolvida, submetidos em conferências internacionais e nacionais.

Por fim, efetua-se a descrição da estrutura da dissertação.

1.1. Objetivos da Dissertação

1.2. Equipamentos Existentes no Mercado

1.3.Máquinas para Realização de Análises Sanguíneas

1.4. Motivação e Enquadramento

1.5. Resultados da Atividade Científica Desenvolvida

1.6. Estrutura da Dissertação

1.1. Objetivos da Dissertação

Nas situações que envolvem emergência médica, muitas vezes é necessário efetuar uma transfusão de sangue. Para isso, deve efetuar-se o teste de determinação do tipo sanguíneo de modo a administrar o tipo de sangue compatível, evitando que haja incompatibilidade sanguínea. Muitas vezes, e porque não há tempo, o tipo de sangue administrado em situações de emergência é o dador universal; no entanto, o *stock* deste tipo sanguíneo tende a diminuir.

Existem atualmente no mercado alguns equipamentos capazes de efetuar os testes de determinação do grupo sanguíneo (secção 1.2). Contudo esses equipamentos não possuem as características necessárias para conseguir operar nestas situações pois têm dimensões e custos muito elevados.

É também possível efetuar manualmente a determinação do grupo sanguíneo (secção 2.2) através de reagentes que em contacto com o sangue produzem resultados visíveis a olho nu onde é possível determinar qual o grupo sanguíneo em questão. O grande inconveniente deste teste incide na possibilidade e existência de erros de leitura (essas leituras são efetuadas em ambientes de emergência médica que envolvem elevado *stress* dos analistas) que podem levar a erros fatais para o utente.

Esta dissertação tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema mecatrónico, de utilização simples e prática, que permita determinar o tipo sanguíneo de humanos em situações de emergência, baseado no procedimento do teste manual. O sistema a desenvolver deve ser leve, portátil, de baixo custo e possuir rápida velocidade de processamento, uma vez que será utilizado em situações de emergência médica, nas quais o tempo é um fator de sucesso crucial.

1.2. Equipamentos Existentes no Mercado

Nesta secção apresenta-se uma listagem e descrição dos equipamentos existentes no mercado capazes de efetuar a determinação do grupo sanguíneo de humanos. Deste modo, para cada sistema comercial enumerado abordam-se as principais caraterísticas bem como as respetivas vantagens e desvantagens.

1.2.1. Autoanalyzer

De forma a revolucionar os laboratórios de análises clinicas, foi inventado em 1957, por Leonard Skeggs, o primeiro sistema capaz de efetuar de forma automática o teste sanguíneo ABO e Rh bem como outros tipos de teste, designado por Autoanalyzer. Surgiu posteriormente no mercado, em 1967 pela TIC (Technicon® Instrument Corporation) [1,2].

A sua tecnologia baseava-se em análise do fluxo contínuo; as suas primeiras aplicações incidiam em análises clínicas e posteriormente em análises industriais [1,2,3].

Comparativamente com o método manual, os custos dos reagentes foram reduzidos, a velocidade de processamento elevada e a sua precisão conseguiu igualar o teste manual [1].

Os inconvenientes centram-se no facto de ocupar cerca de 4200x1200 mm da bancada [1], Figura 1.1, só sendo possível usá-lo em laboratório; necessita de um técnico analista para identificar amostras, ler reações e interpretar os resultados, podendo levar a erros humanos de leitura; o seu custo rondava aproximadamente 191.463,00€ [1,2].

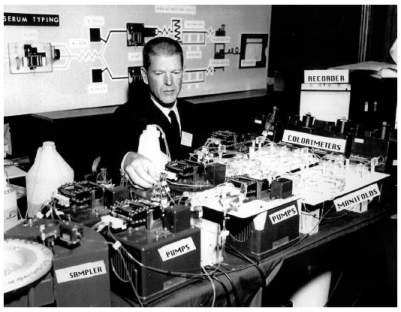


Figura 1.1: Technicon Autoanalyzer [4]

Cerca de 200.000 unidades em todo o mundo foram vendidas e apesar de já não se produzir atualmente, ainda é utilizada em alguns Laboratórios [2].

Considerado a versão mais conhecida e com maior êxito, surge em 1972 em substituição ao anterior o AutoanalyzerII, Figura 1.2.

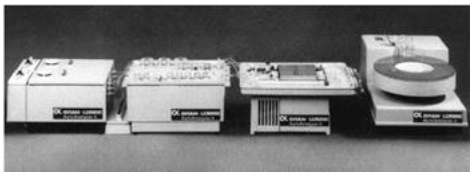


Figura 1.2: AutoanalyzerII [3]

Comercializado pela mesma empresa e também com a tecnologia de fluxo contínuo, este equipamento conseguia efetuar a determinação dos sistemas ABO e Rh num maior número de amostras (cerca de 30 a 60 amostras/hora) e mais rapidamente [3].

O seu fabrico foi interrompido em 1997 e foi substituído pelo Autoanalyzer3. No entanto ainda se encontram em uso alguns destes equipamentos [3].

1.2.2. Olympus PK 7200

Surgiu em 1980 um novo sistema totalmente automático com o mesmo objetivo. Olympus PK7200 (Figura 1.3) oferecia maior consistência nos testes de precisão e não exigia a execução antecipada de centrifugação. Com um método único em microplaca, Olympus

PK7200 além de efetuar testes ABO e Rh, permitia também efetuar a análise de outros compostos além do sangue [5].

Este sistema utilizava a câmara CCD (*Charge-Coupled Device*) para avaliar os padrões de aglutinação através de um *software* baseado em processamento de imagem que analisava a imagem da placa [5].

Olympus PK7200 tinha a capacidade de processar cerca de 240 amostras de sangue por dia [5]. Permitia também efetuar a leitura de código de barras, identificando cada amostra e permitindo acesso aleatório aos testes para o controlo de qualidade das amostras [5].

Para melhorar os testes de mistura e deterioração dos reagentes (devido ao aumento de temperatura), este produto possui ainda um sistema de limpeza frequente e cuidadosa de todas as sondas utilizadas no teste.

A tecnologia incorporada neste sistema encontra-se patenteada [5].

Figura 1.3: Exemplar de Olympus PK7200 [5]

1.2.3. Tango

A Tango, Figura 1.4, concebida pela empresa na Olympus na década de 80 é uma máquina que permite efetuar análises sanguíneas de uma forma completamente automática, nomeadamente efetuar a deteção do grupo sanguíneo ABO e Rh nos bancos de sangue e Hospitais [6].

Nos seus procedimentos, Tango é capaz de efetuar a gravação de reagentes (grava número de lote e data de validade), dilui as amostras, adiciona e mistura os reagentes com as amostras, efetua a incubação, lava as placas, faz a centrifugação e consegue interpretar os resultados, todos estes sem ser necessário a intervenção de qualquer utilizador [6].

Este equipamento também possui a tecnologia STAT que consegue manipular a prioridade de amostras, um interface com ecrã *touchscreen* com um sistema operativo Windows®, com processador Pentium®, incorpora um gravador digital de voz e câmaras que permitem filmar ou fotografar que ajudam no *software* de análise de imagem [6].

Este equipamento só pode ser utilizado em laboratório dado ter as dimensões 1280x670x730 mm e uma massa de aproximadamente 130 kg [6].

Figura 1.4: Tango [6].

1.2.4. Galileo

Em 2004 surgiu no mercado um sistema bastante completo para operar em laboratório. Desenvolvido e lançado comercialmente pela Immucor, Galileo (Figura 1.5) tem como principais caraterísticas a flexibilidade multitarefa, com a capacidade de acesso a amostras e reagentes sem interrupções, realização de múltiplos testes em cada amostra e a observação de resultados na execução dos testes; a rapidez, com dois braços para pipetar (com a faculdade de funcionamento simultâneo ou independente); e por fim a interface intuitiva conseguida por um monitor *touchscreen* a cores, com imagens de resultados e também com funções de ajuda ao seu manuseamento [7].

Figura 1.5: Exemplar da Galileo da Immucor [7]

Galileo, com a tecnologia baseada em microplacas é controlado por um microcontrolador e desenvolvido para tornar os testes de imunohematologia automáticos, nomeadamente a deteção de tipo sanguíneo ABO e Rh, sífilis, entre outros [8].

A deteção dos antigénios correspondentes faz-se através de reagentes de uma forma automática, assim como a leitura, interpretação de resultados e funções de gestão de dados [8].

Todas as funções do equipamento são efetuados de forma automática, nomeadamente o manuseamento de amostras e reagentes, a pipetagem, a agitação, a centrifugação e por fim a leitura e interpretação dos resultados [8].

Este equipamento é completo, pois todos os processos são efetuados de forma automática, inclusive a leitura e interpretação de resultados, fazendo assim com que os erros

provocados pelo utilizador sejam eliminados. No entanto, só pode ser utilizado em laboratório, pois apresenta grande volume e o seu preço de aquisição é muito elevado (ronda os 121.520,30€) [9].

1.2.5. Galileo Echo

Surgiu em 2007 uma versão mais atualizada da máquina Galileo, lançada pela Immucor. Galileo Echo foi lançada de forma a responder às necessidades de pequenos e grandes laboratórios de todo o mundo.

Tem a facilidade de efetuar automaticamente os teste de deteção do grupo sanguíneo ABO e Rh entre outros, com acesso instantâneo, prioridade de processos, rápida velocidade de resposta, interface feita por monitor *touchscreen* amigável para o utilizador.

As amostras e os reagentes podem ser colocados ou retirados da máquina sem que esta necessite de parar o seu procedimento; o suporte das amostras pode ser retirado depois de pipetar a amostra para as microplacas; tem um sistema de interface baseado em LEDs (*Light-Emitting Diode*) para avisar quando os suportes de reagentes ou amostras podem ser retirados; regista no monitor o resultado do teste em tempo real.

Cada microplaca está identificada com uma tira que contém um código de barras com posições bidirecionais que contém a identificação da amostra, data de validade e número de série.

Na Figura 1.6, está representado um exemplar da máquina com os vários subsistemas [10].

Figura 1.6: Galileo Echo. A-Interface (Windows XP®); B-Módulo de Fluidos; C-Sistemas de Suporte de Amostras e Reagentes; D-Suporte de carregamento de Microplacas; E-Processamento automático de Resultados [10]

1.2.6. NEO

NEO é o equipamento mais recente lançado pela Immucor capaz de efetuar os testes sanguíneos ABO e Rh entre outros de uma forma completamente automática. Apareceu no mercado em 2010 e já pertence à 4.ª geração de equipamentos desta empresa.

Também foi concebido para laboratórios de alto volume, pois apresenta grande porte. Apresenta várias vantagens em relação às outras já existentes, tais como a produtividade, pois é possível colocar e retirar amostras ou reagentes durante o processamento de teste; o desempenho, pois a tecnologia capaz de capturar resultados apresenta um desempenho comprovado clinicamente, fazendo assim os testes fiáveis; e por fim a flexibilidade, com a possibilidade de estabelecer prioridades entre amostras (tecnologia STAT), oferecendo assim uma boa gestão do fluxo do trabalho. Na Figura 1.7, apresenta-se um exemplar de NEO [11].

Figura 1.7: Exemplar da NEO da Immucor. a-Interface(Windows®); b-Sistema de Suporte de Amostras; c--Pipetadores Duplos; d-Torre de carregamento das Microplacas (módulo de lavagem e análise de imagem); e-Módulo de Centrifugação; f-Módulo de Fluidos [11]

O NEO é constituído por várias partes. Na Figura 1.7-a está representado um monitor *touchscreen*, com interface amigável para o utilizador com o sistema operativo baseado em Windows®. As amostras e os reagentes intervenientes no processo de testes da máquina encontram-se indicadas na Figura 1.7-b e a sua fixação faz-se através de uma peça dentada. Os pipetadores duplos, Figura 1.7-c, intervenientes no teste, são capazes de colocar múltiplas amostras e reagentes nas microplacas. As microplacas encontram-se numa torre de carregamento (Figura 1.7-d); essa zona é responsável pela lavagem das microplacas e pela análise de imagem. Este equipamento também é capaz de efetuar a centrifugação autonomamente, Figura 1.7-e. Por fim, na Figura 1.7-f encontra-se o módulo de fluidos da máquina.

A inovação desta máquina relativamente às outras lançadas pela Immucor centra-se na inovação da tecnologia STAT, Figura 1.8. Esta nova tecnologia é capaz de estabelecer

prioridades de amostras sem que seja necessário intervir na sua posição. A manipulação dessas prioridades é efetuada no monitor *touchscreen* [11].

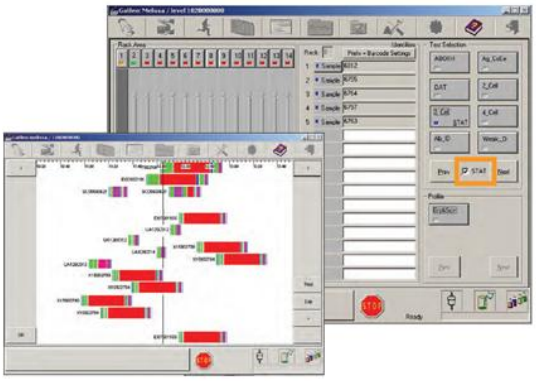


Figura 1.8: *Software* STAT da NEO-Immucor [11]

1.2.7. WADiana

O WADiana, surge em 2010 pela Grifols S.A, Figura 1.9, um autoanalizador compacto completamente automatizado para o processamento de cartões (*cards* DG Gel®) em laboratórios de imunohematologia e em bancos de sangue de Hospitais [12,13].

Figura 1.9: WADiana [14].

Além de efetuar de forma automática a determinação dos sistemas ABO e Rh, como principais caraterísticas, este equipamento apresenta a identificação positiva de amostras de sangue com controlo de lotes e prazos de validade, realiza o controlo de *stocks* de reagentes, efetua a lavagem dos utensílios utilizados no teste com um líquido. Distribui os reagentes e amostras, efetua a incubação de cartões, a centrifugação, leitura e interpretação de resultados e cria um relatório com os resultados [13].

WADiana foi concebido para uso em laboratórios, pois apesar de não ter grandes dimensões, [365x305x175 mm], pesa 11 kg [15].

1.2.8. Protótipo de Deteção do Tipo Sanguíneo - Primeira Abordagem

O primeiro protótipo de determinação do tipo sanguíneo foi desenvolvido no âmbito da Unidade Curricular Projeto II, do 4º ano do curso de MIEEIC (Mestrado Integrado em Engenharia Eletrónica da Universidade do Minho) [16].

O funcionamento deste protótipo tem como objetivo efetuar de forma automática a determinação do tipo sanguíneo em situações de emergência médica baseado no teste manual, em conjunto com o *software* de processamento de imagem desenvolvido no âmbito do mestrado de Bioinformática da Universidade do Minho [17]. Desta forma, eliminam-se os erros humanos que por vezes podem ser fatais na leitura e interpretação dos resultados do teste manual de determinação do tipo sanguíneo [16].

O desenvolvimento deste protótipo teve por base a utilização de materiais reciclados, resultando o sistema apresentado na Figura 1.10.

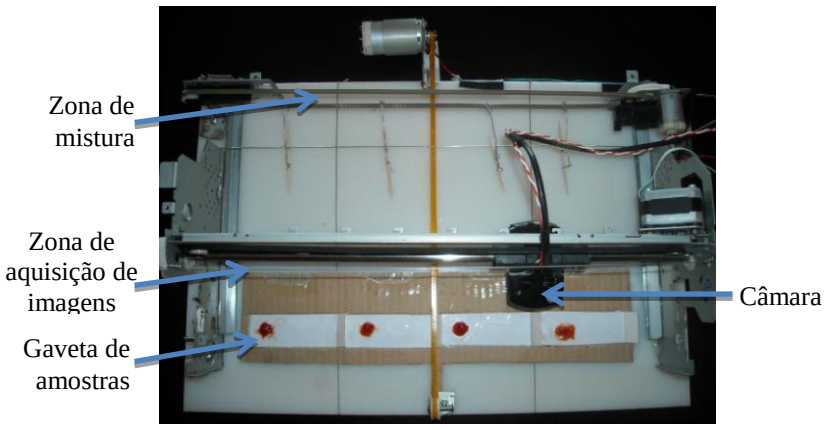


Figura 1.10: Protótipo de uma Máquina de Determinação do Tipo Sanguíneo [16].

Inicialmente as amostras de sangue e os respetivos reagentes têm de ser colocados em cada orifício presente na Gaveta de amostras. De seguida, esta move-se com a ajuda de um motor para a zona de mistura de amostras. Depois de efetuar a mistura, a gaveta move-se novamente para a zona de aquisição de imagens, para que a câmara tire as fotografias a cada uma das lâminas de teste. Por fim, depois de adquiridas as imagens, estas são tratadas pelo *software* de processamento de imagem e é devolvido automaticamente o tipo sanguíneo em estudo.

Este primeiro protótipo validou a metodologia de análise, apresentando um custo e peso reduzidos, portabilidade, fácil manuseamento e tempo de resposta rápida, que o permite atuar em situações de emergência, nomeadamente em veículos de emergência médica.

Por outro lado, uma vez que ainda se resume a um protótipo, apresenta algumas falhas de precisão, uma vez que não foram utilizados sensores para detetar cada um dos posicionamentos impostos para os procedimentos do teste.

1.2.9. Análise de Valor dos Equipamentos Existentes

De seguida apresenta-se uma tabela comparativa (Tabela 1.1) com os dados importantes das máquinas anteriormente apresentadas, nomeadamente especificações, avanço tecnológico que provocaram/provocam e respetivas vantagens e desvantagens.

De salientar que as características dos equipamentos Auto-Grouper e Groupamatic se encontram detalhadas no Anexo 1 de forma a encurtar este capítulo.

Tabela 1.1: Comparação dos Equipamentos de Determinação de Sistema ABO e Rh [1-21].

Nome	Ano Lançamento	Tecnologia Utilizada	Especificações	Avanço Tecnológico	Vantagens/Desvantagens	
					Vantagens	Desvantagens
Autoanalyzer	1967(I) 1972(II) 1997(3)	Fluxo Contínuo	AutoanalyzerI tinha a necessidade de possuir apoio técnico para: • identificação de amostras; • leitura de amostras; • registo de resultados. AutoanalyzerII: -Utiliza 2 tubos de vidro e bombas de reagentes com taxas de fluxo de 2 a 3 mL/minuto; -Processa de 30 a 60 amostras/hora.	Possibilidade de processar diariamente maior quantidade de amostras.	-Rápido (comparativamente com teste manual). -Processos efetuados de forma automática.	-Grande porte. -Dispendioso (191.463,00€). -Volumoso (4200x1200 mm). -Possibilidade de erros humanos.

Tabela 1.1 (cont.): Comparação dos Equipamentos de Determinação de Sistema ABO e Rh [1-21].

Nome	Ano Lançamento	Tecnologia Utilizada	Especificações	Avanço Tecnológico	Vantagens/Desvantagens	
					Vantagens	Desvantagens
Groupamatic	1978	Teste em Microplaca	- Sem capacidade de efetuar a centrifugação. - Necessidade de atuação de um técnico para colocar amostra anteriormente centrifugada no sistema. - Processa até 340 amostras, com 12 reações. - Leitura de amostras efetuada por fotometria.	Leitura de resultados de forma automática.	- Leitura, interpretação e identificação de resultados automaticamente.	- Sem capacidade de efetuar centrifugação.
Auto-Grouper	1978	Fluxo Contínuo	-Utilização de microprocessador para monitorizar a descodificação e interpretar as imagens. -Utilização de laser que permite a identificação das amostras.	Leitura de resultados de forma automática.	- Processamento de dados de forma automática. - Interpretação de resultados.	- Espaço de memória reduzido para o processamento de dados.

Tabela 1.1 (cont.): Comparação dos Equipamentos de Determinação de Sistema ABO e Rh [1-21].

Nome	Ano lançamento	Tecnologia Utilizada	Especificações	Avanço Tecnológico	Vantagens/Desvantagens	
					Vantagens	Desvantagens
Olympus PK7200	1980	Método em Microplaca	- Utilização de câmara CCD para a interpretação de resultados através de processamento de imagem. - Processa 240 amostras de sangue por hora. - Execução de leitura de cada amostra em código de barras. - Possui sistema de limpeza para microplacas.	Processamento de Imagem.	- Processamento de dados de forma automática. - Limpeza de microplacas incorporado.	- Grande porte - Utilização em laboratório.
Galileo	2004	Método em Microplaca	-Controlado por um microcontrolador e desenvolvido para tornar os testes de imunohematologia automáticos, testes ABO e Rh, sífilis, entre outros. -Efetua de forma automática: • manuseamento de amostras e reagentes; • pipetagem; • agitação; • centrifugação; • leitura e interpretação dos resultados.	Processos completamente automáticos.	- Flexibilidade multitarefa. - Possui dois braços para pipetagem. - Interface intuitiva. - Leitura e interpretação de resultados e funções de gestão de dados feita de forma automática.	- Utilizado em laboratório, pois apresenta grande volume. - Preço de aquisição muito elevado, ronda os 121.520,30€.

Tabela 1.1 (cont.): Comparação dos Equipamentos de Determinação de Sistema ABO e Rh [1-21].

Nome	Ano lançamento	Tecnologia Utilizada	Especificações	Avanço Tecnológico	Vantagens/Desvantagens	
					Vantagens	Desvantagens
Galileo Echo	2007	Método em Microplaca	- Testes ABO e Rh efetuados automaticamente. - Prioridade de processos. - Rápida velocidade de resposta. - Interface efetuada por monitor *touchscreen*. - Amostras e reagentes podem ser colocados ou retirados da máquina sem que esta necessite de parar o seu procedimento. - Remoção do suporte de amostras retirado após pipetação da amostra para as microplacas (com sistema de aviso baseado em LEDs). - Resultado de testes em tempo real, visualizados no monitor. - Monitor *touchscreen* com sistema operativo baseado em Windows®.	Processos completamente automáticos e prioridade de amostras.	- Velocidade de resposta alta. - Interface amigável. - Possibilidade de inserção e remoção de constituintes da máquina sem que esta pare. - Resultado de testes em tempo real. - Identificação de amostras.	- Grande porte. - Utilização em laboratório. - 51 minutos de tempo de teste.

Tabela1.1 (cont.): Comparação dos Equipamentos de Determinação de Sistema ABO e Rh [1-21].

Nome	Ano lançamento	Tecnologia Utilizada	Especificações	Avanço Tecnológico	Vantagens/Desvantagens	
					Vantagens	Desvantagens
NEO	2010	Método em Microplaca	- Prioridade de Processos (tecnologia STAT). - Monitor *touchscreen* com Windows XP®. - Uso de pipetadores duplos para aumentar rapidez. - Efetua centrifugação se necessário. - Limpeza incorporada de microplacas.	Processos completamente automáticos e nova tecnologia de prioridade de amostras.	- Velocidade de resposta alta. - Interface amigável; - Possibilidade de retirar e colocar constituintes da máquina sem que esta pare. - Centrifugação incorporada. - Limpeza das microplacas.	- Grande volume. - Utilização apenas em laboratório (impossível ser portátil).
WADiana	2010	*cards* DG Gel®	- Identificação de amostras. - Controlo de volume de reagentes e outros líquidos. - Leitura de resultados baseada em técnicas de processamento de imagem. - Criação de relatório com detalhes da análise.	Processos completamente automáticos com menor dimensão.	- Processos automáticos. - Deteção de volumes de líquidos necessários para o processamento de testes (obriga testes com as mesmas condições). - Leitura e interpretação de resultados. - Criação de relatório de análise.	- Grandes dimensões. - Peso demasiado elevado para condições de emergência. - Muito dispendioso.

Tabela1.1 (cont.): Comparação dos Equipamentos de Determinação de Sistema ABO e Rh [1-21].

Nome	Ano lançamento	Tecnologia Utilizada	Especificações	Avanço Tecnológico	Vantagens/Desvantagens	
					Vantagens	Desvantagens
Tango	1980	Nova Tecnologia de Fase Sólida	- Capaz de efetuar a gravação de reagentes (grava número de lote e data de validade). - Dilui amostras. - Adiciona e mistura os reagentes com amostras. - Efetua incubação, limpeza e centrifugação. - Interpretação de resultados. - Gravador de voz.	Processo automático com gravador de voz e com tecnologia STAT.	- Completamente automática. - Interpretação de resultados.	- Grandes dimensões. - Peso muito elevado.
Máquina de Determinação do Tipo Sanguíneo de Humanos	2010	Lâmina	- Capacidade de eliminar as falhas humanas existentes na leitura e interpretação de resultados dos testes.	Operação em situações de emergência de forma automática	- Adquire imagens de forma automática. - Efetua de forma automática a determinação do tipo sanguíneo, sendo só necessário colocar as amostras e os reagentes nos locais de análise. - Elimina erros humanos de interpretação de resultados.	- Sistema de mistura ainda não apresenta total fiabilidade. - Falhas de precisão, pois necessita de algumas melhorias (inserção de sensores de posição).

1.3. Máquinas para Realização de Análises Sanguíneas

Nesta secção introduzem-se as máquinas, normalmente utilizadas em laboratórios de análises sanguíneas, que efetuam procedimentos automáticos nas diferentes análises de fluidos biológicos. Estes mecanismos foram abordados de forma a desenvolver bases eletrónicas necessárias para o desenvolvimento do sistema em desenvolvimento.

A título de exemplo apresenta-se de seguida uma dessas máquinas designada por Genio S. No Anexo 2, apresenta-se com mais detalhe as máquinas Microgel e Interlab G26 que são normalmente utilizadas nos laboratórios de análises sanguíneas, nos procedimentos inerentes às transfusões sanguíneas. Na Tabela 1.2, faz-se um breve resumo desses três sistemas.

1.3.1. Génio S

A Genio S, representada na Figura 1.11, é uma máquina de pequenas dimensões, comercializada pela Interlab, completamente automatizada, cujo objectivo é executar o processo químico da eletroforese[1]. Em termos tecnológicos é a mais avançada comparativamente com outras da mesma empresa (Anexo 3).

Este sistema é constituído por uma câmara de migração, tanques de reagentes, secador, chapa para colocação de amostra, microcontrolador, densitómetro, *display* LCD (*Liquid Crystal Display*) e um teclado [22].

Figura 1.11: Máquina Genio S [22].

Esta máquina, apesar de não efetuar exatamente o requerido para este trabalho, oferece uma referência muito interessante de base de exemplos eletrónicos utilizados nestes tipos de sistemas.

O hardware apresenta algumas partes removíveis, como se pode ver na Figura 1.12. Contudo, só inicia o seu funcionamento após a inserção desses mesmos materiais. Após essa

[1] Técnica de separação de moléculas que envolve a migração de partículas num determinado gel durante a aplicação de uma diferença de potencial.

fase, funciona sem intervenção humana, no entanto, caso seja necessário, o operador pode alterar parâmetros padrão incorporados no controlo da Genio S [22].

Figura 1.12: Parte Interna de Genio S [22].

O *Multi Reagent Tank,* Figura 1.13, faz parte do *hardware* que tem de ser inserido posteriormente no sistema. Essa inserção só pode ser concretizada manualmente pelo operador depois de serem colocados todos os reagentes necessários para efetuar o teste. Neste compartimento estão inseridos todos os reagentes, podendo ser facilmente removidos ou substituídos.

Magnetic Head, representado na Figura 1.14, é um sistema único que é essencial em todas as fases da eletroforese, pois permite a movimentação dos reagentes para os locais necessários. É constituído por um braço mecânico que possui alto desempenho e precisão.

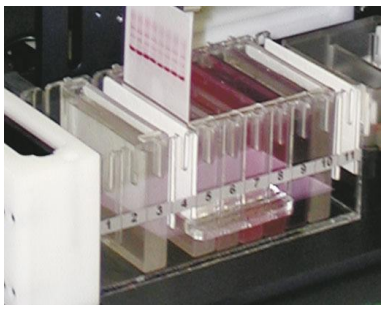


Figura 1.13: *Multi Reagent Tank* [22].

Figura 1.14: 3*Magnetic Head* [22].

O Secador, ilustrado na Figura 1.15, tem dimensões reduzidas e, como o próprio nome indica é utilizado para secar as tiras antes da aplicação da amostra.

Genio S possui um aplicador independente, Figura 1.16, com oito pontas de aço inoxidável, utilizado para a junção dos líquidos necessários para a eletroforese.

O densitómetro possui pequenas dimensões e está integrado com oito canais de leitura independentes, representam um método exclusivo e de fácil leitura da tira; garante alta precisão na deteção das bandas utilizadas.

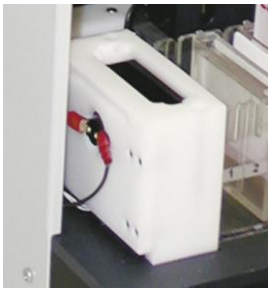


Figura 1.15: Secador [22].

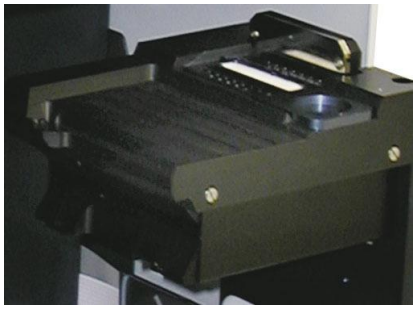


Figura 1.16:Aplicador de Amostras [22].

Por fim, *Migration Chamber*, ilustrado na Figura 1.17, é uma zona da máquina que permite a colocação das amostras para efetuar a fase final do teste. Possui no seu compartimento, dois elétrodos, que fazem com que a corrente elétrica utilizada seja distribuída por toda a superfície da tira [22].

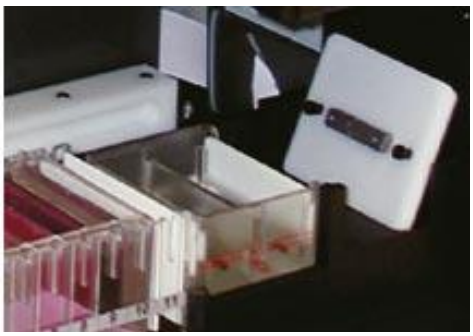


Figura 1.17: *Migration Chamber* [22].

1.3.2. Comparação de Máquinas de Análises Sanguíneas

Nesta secção apresenta-se a comparação entre as máquinas apresentadas na secção anterior, secção 1.3.

Encontra-se no Anexo 3, a descrição pormenorizada dos sistemas Microgel e Interlab26, uma vez que são similares ao sistema apresentado, Génio S, estando incorporados resumidamente na tabela seguinte, Tabela 1.2.

Tabela 1.2: Comparação de Máquinas de Análises Sanguíneas [22-24].

Nome do Sistema	Processo	Capacidade	Massa [kg]	Dimensões [mm]	Interface	Características
Genio S	Eletroferese	(sem informação)	(sem infor-mação)	460x410x420	Incorpo-rado na máquina	- Faculdade de retirar ou colocar constituintes da máquina. - Só inicia o seu funcionamento quando todos os seus constituintes estão inseridos na máquina. - Automática, podendo o utilizador mudar parâmetros ao longo do seu funcionamento. - Possui oito canais de leitura com alta precisão.
Microgel	Eletroferese	-150 testes/hora. -416 amostras/lote. -52 resultados iniciais disponíveis em 50 minutos.	107	1080x710x675	RS-232	- Totalmente automática. - Processamento no modo contínuo com alto rendimento. - Aplicação ajustável e flexível ao longo do teste. - Faculdade de lavar as lâminas em uso no teste no final do mesmo. - Fácil interpretação de resultados. - Boa eficiência com temperaturas de 10 a 60ºC.

Tabela 1.2 (cont.): Comparação de Máquinas de Análises Sanguíneas [22-24].

Nome do Sistema	Processo	Capacidade	Massa [kg]	Dimensões [mm]	Interface	Características
Interlab G26	Eletroferese	-26 resultados iniciais disponíveis em 38 minutos	45	850x500x530	USB	- Totalmente automática depois da inserção das amostras na máquina. - Processamento fácil e flexível. - Amostras preparadas manualmente e posteriormente inseridas na máquina. - Lava no final dos testes as lâminas em uso. - Permite efetuar vários testes com a mesma amostra uma vez que se pode manipular o tempo, posicionamento da amostra e número de aplicações. - Boa eficiência com temperaturas de 10 a 60ºC. - Dados enviados automaticamente para o computador.

1.4. Motivação e Enquadramento

O tema aqui apresentado foi inicialmente abordado na disciplina de Projeto II, do 4.º ano, do 2.º Semestre, do curso de MIEEIC. No trabalho desenvolvido, obteve-se um protótipo do sistema a desenvolver. Contudo, este requer melhorias significativas, em termos de precisão, uma vez que o sistema foi inteiramente realizado com material eletrónico reciclado. O protótipo permitiu validar o princípio de funcionamento a utilizar, havendo contudo a necessidade de otimizar as características físicas do sistema.

O teste de determinação do tipo sanguíneo a humanos pode ser efetuado de forma manual, onde os procedimentos são simples. No entanto, os resultados do teste têm de ser interpretados de forma visual.

Pelo que foi apresentado anteriormente secção 1.2., depreende-se que atualmente não existe nenhum equipamento capaz de corresponder em situações de emergência, cumprindo todos os requisitos impostos para esta situação, ou seja, capaz de dar resposta rápida, fiável e automática (eliminando os erros humanos) na determinação do tipo de grupo sanguíneo do utente. Presentemente, nestes casos, procede-se à transfusão do tipo sanguíneo O^- - dador universal, que normalmente tem escassez de *stocks* nos Hospitais.

Desta forma, surge a necessidade de realizar um equipamento que, de uma forma automática e em tempo útil consiga determinar o grupo sanguíneo do utente, possibilitando uma transfusão sanguínea compatível e fiável, impedindo a escassez dos bancos de sangue do tipo dador universal.

Desenvolveu-se na disciplina de Formação Empresarial, um plano de negócios do sistema de determinação do tipo sanguíneo de humanos. Nesse plano foram abordados vários produtos relacionados com a área de Biotecnologia, em particular produtos que têm por base a tecnologia de processamento de imagem [25]. Conseguiu-se comprovar que este produto seria um bom investimento futuro, uma vez que é um produto inovador. No Anexo 4 pode-se consultar as duas fases iniciais do plano de negócios desenvolvido.

1.5. Resultados da Atividade Científica Desenvolvida

No âmbito desta dissertação foram submetidos e aprovados três artigos, dois em conferências internacionais e um em conferência nacional, a saber:

- Ana Ferraz, Vânia Moreira, Diana Silva, Vítor Carvalho, Filomena Soares, *Automatic system for blood type classification using image processing techniques*, Biodevices 2011, 26 a 29 de Janeiro, Roma-Itália, 2011 (Anexo 5).

- Ana Ferraz, Vânia Moreira, Vítor Carvalho e Filomena Soares, *Automatic System of Human Blood Types Determination*, 1º Encontro Nacional de Bioengenharia, 1 a 4 de Março de 2011 (Anexo 6).
- Vânia Moreira, Ana Ferraz, Vítor Carvalho, Filomena soares, José Machado, *Design of a Mechatronic System for a Human Blood Typing in Emergency Situations*, ETFA2012, 17 a 21 de Setembro, Cracóvia-Polónia, 2012 (Anexo 7).

1.6. Estrutura da Dissertação

Este documento encontra-se dividido em cinco capítulos. No primeiro capítulo encontra-se a introdução, onde estão descritos os objetivos do trabalho, os equipamentos existentes no mercado que determinam automaticamente o grupo sanguíneo de humanos, bem como as máquinas que poderão ajudar na fase de conceção do equipamento, finalizando com a apresentação da motivação e enquadramento do desenvolvimento desta dissertação.

O capítulo dois, inicia com o levantamento teórico do sangue e seus constituintes, o fator rhesus, transfusões sanguíneas e a descrição do método utilizado para a determinação do grupo sanguíneo de forma manual. De seguida é explicado o funcionamento dos componentes utilizados no desenvolvimento do protótipo, nomeadamente os sensores, motores CC (Corrente Contínua), *drive* do motor e por fim o microcontrolador.

No capítulo três encontra-se a descrição do protótipo, nomeadamente os requisitos que o mesmo deve possuir, o projeto mecânico e controlo eletrónico desenvolvido, *software* efetuado em *Labview* para monitorizar o teste e por fim a integração de todos os sistemas desenvolvidos.

No capítulo quatro são apresentados os resultados obtidos pelo equipamento para todos os grupos sanguíneos.

No capítulo cinco apresentam-se as conclusões deste trabalho, descrevendo quais as melhorias a efetuar no equipamento desenvolvido e finaliza-se com as sugestões para um trabalho futuro.

Por fim, apresentam-se as referências bibliográficas e os anexos relevantes relacionados com este trabalho.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Sumário

Neste capítulo são abordados os grupos sanguíneos, o sistema ABO, o fator Rh, bem como os métodos experimentais utilizados na determinação do grupo sanguíneo.

Apresenta-se também um levantamento teórico dos sensores relevantes neste trabalho, descrevendo o seu funcionamento, assim como a teoria relativa ao funcionamento de motores elétricos CC.

Por fim, apresenta-se a explicação do modo de acionamento do motor, o microcontrolador utilizado e a sua constituição.

2.1. Sangue e Seus Constituintes

2.2.Método Manual de Determinação do Tipo Sanguíneo de Humanos

2.3. Sensores

2.4. Motores Elétricos

2.5. Acionamento do Motor

2.6. Microcontrolador Arduino Duemilanove

2.1. Sangue e Seus Constituintes

O sangue é um composto existente em todos os seres humanos, é um tecido líquido capaz de combater hemorragias, infeções e transportar o oxigénio e os nutrientes às células do organismo [26,27].

O sangue é constituído por uma parte líquida, denominado plasma sanguíneo e por elementos celulares sólidos designados por plaquetas, glóbulos vermelhos e glóbulos brancos. O plasma sanguíneo, composto maioritariamente por água (cerca de 92%), é constituído por sais minerais e vários tipos de proteínas. A sua função resume-se ao transporte dos açúcares, proteínas e gorduras ao resto do corpo. As plaquetas são células de reduzidas dimensõese (aproximadamente 0.003mm), encarregues de sarar as feridas que possam existir nos vasos sanguíneos. Os glóbulos vermelhos, também denominados hemácias ou eritrócitos, são as células existentes em maior quantidade no sangue (cerca de 45% do sangue). Conhecidas também como células vermelhas, são células simples, sem núcleo e com a forma de um disco achatado. Têm a função de transportar o oxigénio e retirar dióxido de carbono das células. No seu interior existe um pigmento denominado hemoglobina, que é responsável pela coloração do sangue. Por fim, os glóbulos brancos ou leucócitos são células com núcleo, maiores do que os glóbulos vermelhos e podem-se distinguir cinco variedades: neutrófilos, eosinófilos, basófilos, linfócitos e monócitos. Estas células têm a função essencial de defender o organismo contra elementos desconhecidos, por exemplo vírus, bactérias ou fungos [27-28].

Na Figura 2.1, está ilustrada uma amostra de sangue com os respetivos constituintes.

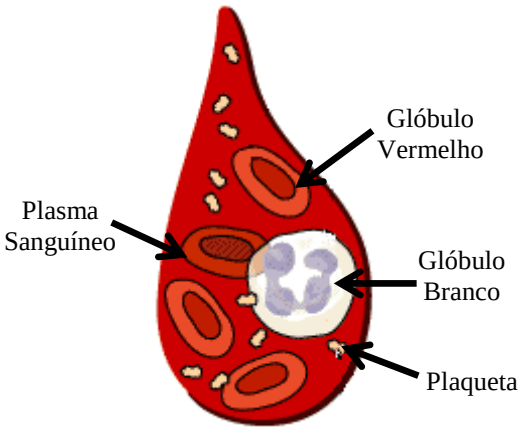


Figura 2.1: Amostra de Sangue com os Seus Constituintes [29]

Karl Landsteiner, depois de alguns estudos com amostras de sangue de vários doadores, conseguiu provar que o sangue não tinha todo a mesma constituição, conseguindo assim identificar três e posteriormente quatro grupos sanguíneos diferentes [26].

2.1.1. Sistema ABO

O sistema ABO é assim denominado devido a Landsteiner ter conseguido descobrir que existiam apenas dois antigénios, A e B nos eritrócitos ou glóbulos vermelhos. Assim resolveu designar os grupos sanguíneos consoante a presença ou ausência desses antigénios nos glóbulos vermelhos. Designou-se que um indivíduo possui o tipo sanguíneo A quando os seus glóbulos vermelhos possuem apenas antigénios do tipo A e por sua vez, um indivíduo que possua o tipo sanguíneo B, tem apenas antigénios B nos glóbulos vermelhos. Por sua vez, um indivíduo que tenha antigénios A e B simultaneamente nos seus eritrócitos possui tipo sanguíneo AB. Por fim, não tendo nenhum dos antigénios nos eritrócitos, possui o tipo sanguíneo O [26-28].

Também o plasma sanguíneo difere entre as pessoas, dependendo do seu grupo sanguíneo. Este contém anticorpos que podem reagir com os antigénios existentes nos grupos sanguíneos respetivos, onde os glóbulos vermelhos se aglomeram formando camadas mais espessas visíveis a olho nu, dando-se o fenómeno de aglutinação [26,27]

Aos anticorpos do plasma sanguíneo, capazes de aglutinar com a substância A ou B existente nos glóbulos vermelhos de indivíduos que possuem o tipo sanguíneo A ou B, chamam-se anti-B ou anti-A, respetivamente. Assim, o tipo sanguíneo AB, não tem qualquer anticorpo existente no seu plasma sanguíneo (uma vez que ambos estão presentes nos seus eritrócitos) e contrariamente a este, o tipo sanguíneo O, tem os dois anticorpos [27].

Assim, a Tabela 2.1 resume os tipos de sangue do sistema ABO.

Tabela 2.1: Tipos de Antigénios e Anticorpos Existentes nos Grupos Sanguíneos.

Tipo Sanguíneo	Antigénio	Anticorpo
A	A	anti-B
B	B	anti-A
AB	A e B	nenhum
O	nenhum	anti-A e anti-B

2.1.2. Fator Rhesus

Landsteiner, 40 anos depois de descobrir que os tipos sanguíneos diferiam entre si, descobriu também que o sangue humano continha um outro antigénio designado por Rhesus (devido ao facto de, nas suas experiências utilizar um macaco de uma raça assim designada). Designou-se então que portadores deste antigénio seriam Rh^+ (diminutivo de Rhesus) e Rh^- a quem tem a ausência deste fator [26,27].

Assim, os portadores deste antigénio Rh, designam-se por Rh^+, não possuem no seu plasma sanguíneo anticorpos que aglutinem com este antigénio. Por conseguinte, não

possuindo este antigénio nos seus eritrócitos, são denominados por Rh^- e produzem anticorpos anti-Rh, quando entram em contato com portadores de Rh, Tabela 2.2.

Tabela 2.2: Tipos de Antigénios e Anticorpos Existentes no Fator Rh.

Tipo de Rh	Antigénio	Anticorpo
Rh^+	Rh	nenhum
Rh^-	nenhum	Anti-Rh

Cada tipo sanguíneo difere consoante a presença ou ausência do antigénio Rh. Assim, a adicionar aos quatro tipos sanguíneos apresentas na secção 2.1.1, adiciona-se o fator Rh, resultado assim os seguintes tipos sanguíneos, Tabela 2.3.

Tabela 2.3: Possibilidades de Tipos Sanguíneos com Adição do Fator Rh

Tipo Sanguíneo			
A	**B**	**AB**	**O**
A Rh^+	B Rh^+	AB Rh^+	O Rh^+
A Rh^-	B Rh^-	AB Rh^-	O Rh^-

2.1.3. Transfusões de Sangue

Entende-se por transfusão sanguínea a doação por parte de uma pessoa de uma porção de sangue a outra que por razões de saúde sofreu uma perda significativa do mesmo.

Como foi descrito anteriormente, secção 2.1.1 e 2.1.2, cada indivíduo está caracterizado por um tipo sanguíneo, havendo incompatibilidades entre diversos grupos sanguíneos. Se por algum motivo, se administrar um tipo sanguíneo a um indivíduo que não seja compatível com o seu, as suas hemácias/glóbulos vermelhos podem aglutinar e obstruir os vasos sanguíneos interrompendo a circulação sanguíneas em várias partes do corpo, podendo ter consequências fatais para o paciente [26,27].

Deste modo, para efetuar uma transfusão sanguínea é necessário efetuar previamente a determinação do grupo sanguíneo do paciente, para que, os antigénios existentes nas suas hemácias não aglutinem com os anticorpos existentes no plasma sanguíneo.

Perante a Tabela 2.1 presente na secção 2.1.1, sabe-se que a pacientes que tenham o grupo sanguíneo tipo A, só é possível administrar grupo sanguíneo do tipo A ou O; por sua vez, a pacientes que tenham B como grupo sanguíneo só podem receber sangue cujo grupo sanguíneo seja B ou O. Já o grupo sanguíneo do tipo AB, podem receber sangue de todos os grupos sanguíneos e por fim, o grupo sanguíneo O, só pode receber sangue do próprio grupo. A Tabela 2.4 apresenta compatibilidade entre grupos sanguíneos por parte do paciente e do doador de sangue.

Tabela 2.4: Compatibilidade entre Grupos Sanguíneos entre Paciente/Doador [28].

Tipo Sanguíneo do Paciente	Tipo Sanguíneo do Doador
A	A, O
B	B,O
AB	A, B, AB, O
O	O

Como também foi descrito na secção anterior, 2.1.2, os grupos sanguíneos também são distinguidos pelo fator Rh. Assim, para se efetuar uma transfusão sanguínea, é necessário efetuar a determinação deste fator no sangue do doador e do recetor. Pois, se no caso do recetor tiver ausência do fator Rh (Rh^-) e o doador Rh^+, mesmo tendo o sistema ABO compatível, a transfusão sanguínea não pode ser realizada, sendo possível apenas quando o doador não possui o fator Rh.

Assim, a Tabela 2.5 resume as compatibilidades entre todos os grupos sanguíneos incluindo o fator Rh.

Tabela 2.5: Compatibilidade entre Grupos Sanguíneos e Fator Rh entre Paciente/Doador [28].

Tipo Sanguíneo do Paciente	Tipo Sanguíneo do Doador
A Rh^+	A Rh^+, A Rh^- O Rh^+, O Rh^-
A Rh^-	A Rh^- O Rh^-
B Rh^+	B Rh^+, B Rh^- O Rh^+, O Rh^-
B Rh^-	B Rh^- O Rh^-
AB Rh^+	Todos
AB Rh^-	A Rh^- B Rh^- AB Rh^- O Rh^-
O Rh^+	O Rh^+, O Rh^-
O Rh^-	O Rh^-

Como é possível verificar na Tabela 2.5, o tipo Sanguíneo O Rh^- pode ser recebido por todos os grupos sanguíneos, sendo assim determinado por dador universal. Por outro lado, o tipo sanguíneo AB Rh^+ pode receber todos os tipos sanguíneos, designando assim por recetor universal [26].

2.2. Método Manual de Determinação do Tipo Sanguíneo de Humanos

Para efetuar a determinação do tipo sanguíneo a humanos é necessário determinar se os antigénios A e B estão presentes em cada amostra de sangue.

Para tal, existem sob a forma líquida reagentes que contém os anticorpos anti-A, anti-B, anti-AB e anti-D. Assim, ao misturar uma amostra de sangue com o reagente, caso haja aglutinação comprova-se que existem eritrócitos do tipo sanguíneo correspondente ao anticorpo. Os resultados são visíveis macroscopicamente como se pode confirmar na Figura 2.2.

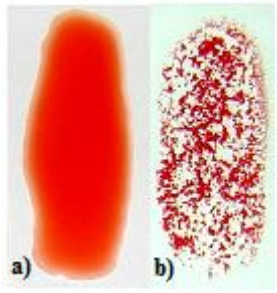


Figura 2.2: Resultados do Teste Manual em Lâmina Referente à Mistura da Amostra de Sangue com Reagentes. a) Não Ocorre Aglutinação, b) Ocorre Aglutinação [30].

O teste em lâmina constitui um dos métodos manuais utilizado para determinar o grupo sanguíneo do sistema ABO e Rh. O protocolo deste método inclui a utilização de quatro lâminas, colocando-se uma gota de reagente, anti-A, B, AB e D (que determina se existe antigénio Rh na amostra de sangue) em cada uma; adiciona-se uma gota de sangue a cada lâmina e misturam-se as soluções (normalmente durante alguns segundos, mas de forma a não ocultar antigénios mais fracos deve-se esperar até 2 minutos). O resultado pode incluir oito cenários diferentes [31]. Na Tabela 2.6, "✓" significa que aglutinou e "✗" que aglutinação não aconteceu [27].

Tabela 2.6: Possíveis Aglutinações de Reagentes com a Amostra de Sangue [27].

Reagente	Anti-A	Anti-B	Anti-AB	Anti-D	Tipo Sanguíneo
Aglutinação	✗	✗	✓	✓	A^+
	✓	✗	✓	✗	A^-
	✗	✓	✓	✓	B^+
	✗	✓	✓	✗	B^-
	✓	✓	✓	✓	AB^+
	✓	✓	✓	✗	AB^-
	✗	✗	✗	✓	O^+
	✗	✗	✗	✗	O^-

2.3. Sensores

Um sensor define-se como sendo um dispositivo elétrico, mecânico ou biológico capaz de responder a estímulos da natureza física (temperatura, pressão, humidade, velocidade, aceleração, luminosidade, entre outros). Pode ser utilizado como sensor todo o material cuja propriedade física se altera em resposta a uma alteração inicial, pois possuem a capacidade de converter um sinal físico ou de qualquer espécie num sinal elétrico [32].

Estes dispositivos possuem várias características estáticas, tais como [33]:

- gama de funcionamento - define o intervalo de valores que o sensor consegue medir;
- resolução – descreve qual o valor mínimo dos parâmetros lidos pelo sensor.
- erro – constitui a diferença entre o valor medido e o valor que realmente se deveria medir pelo sensor. Pode dizer-se que é a diferença entre a medição teórica e a medição real. Este erro pode ser aleatório (quando a medição real difere poucas vezes da medição teórica) ou sistemático (quando as medições diferem da medição teórica, sendo afetadas por erros sucessivos).
- precisão – define o grau de variação de resultados de uma medição. Por exemplo, um conjunto de medidas pode ser preciso e ao mesmo tempo pouco exato, uma vez que todas as medições coincidem e não se distanciam muito umas das outras, mesmo que todas difiram do valor exato.
- exatidão – difere do conceito de precisão, uma vez que é a maior aproximação entre o valor medido de forma prática e o valor teórico. Normalmente, os erros sistemáticos vêm associados à reduzida exatidão. Em termos matemáticos:

$$\text{exatidão}(\%) = \frac{\text{Valor}_{\text{real}} - \text{Valor}_{medido}}{\text{Valor}_{refer\,ência}} \times 100 \qquad \textbf{Eq. 2.1}$$

- sensibilidade – resume-se à capacidade da saída se alterar em relação à variação do sinal de entrada.
- linearidade – pode definir-se pelo desvio da relação entre duas grandezas de uma linha reta.
- repetibilidade e estabilidade – refere-se ao número de medidas com o mesmo valor, definindo-se como:

$$\text{repetibilidade}(\%) = \frac{\text{Máximo}_{valor\ lido} - \text{Mínimo}_{valor\ lido}}{\text{Máximo}_{valor\ lido} + \text{Mínimo}_{valor\ lido}} \times 100 \qquad \textbf{Eq. 2.2}$$

- histerese – diferença entre a ativação e desativação de um sensor.
  Na Figura 2.3 pode ver-se a diferença entre os dois estados do sensor.

Figura 2.3: Histerese de um Sensor [34].

- limite (*threshold*) e zona morta (*dead zone*) – representa a mais pequena variação da entrada detetável na saída. A zona morta corresponde a uma zona em que pode existir variação da entrada (positivos ou negativos em torno do zero) mas o valor da saída não estabiliza (Figura 2.4).

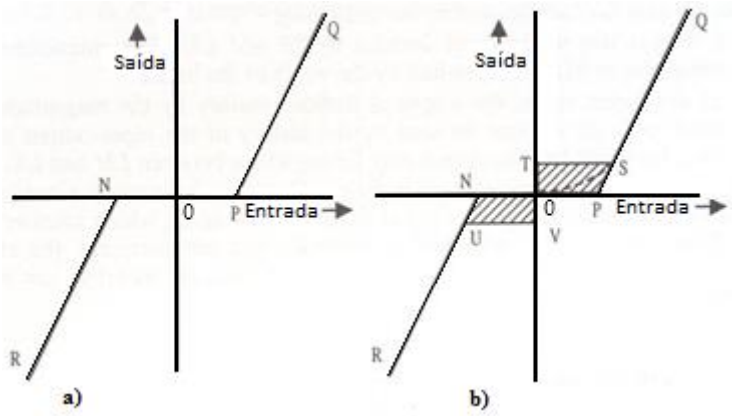


Figura 2.4: Visualização da Zona Limite e Morta de um Sensor [33].

Existem vários tipos de sensores consoante a propriedade a medir: temperatura, intensidade da luz, som, força e pressão, posição ou deslocamento, caudais, pH, entre outros. De seguida, apresenta-se uma descrição dos sensores utilizados no desenvolvimento deste projeto.

2.3.1. Sensores de Medição de Posição/Deslocamento

Os sensores para medir posição e deslocamento, como indicam, permitem a medição de uma componente física de posição ou deslocamento, convertendo-a num sinal elétrico.

Segue-se uma breve explicação de sensores óticos por infravermelhos e os sensores fim de curso.

2.3.1.1. Sensores Óticos (Infravermelhos, Laser)

Um sensor ótico é ativado ou desativado consoante as diferenças óticas de um determinado local. Normalmente contêm um transmissor, constituído por um díodo que

transmite uma luz infravermelha e um recetor, que recebe o sinal emitido do emissor e o transforma num sinal elétrico (Figura 2.5).

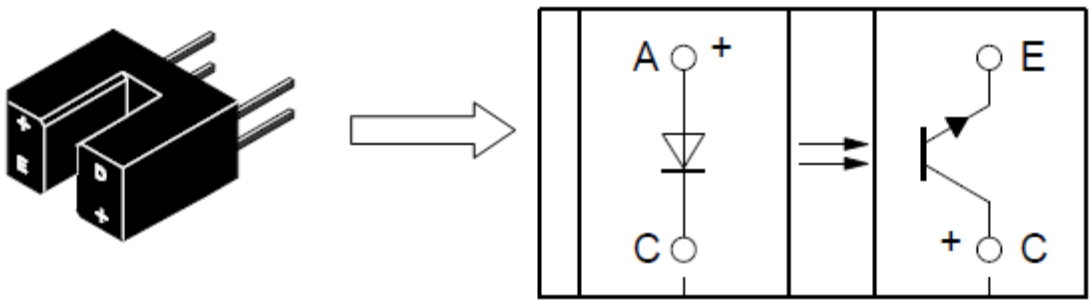
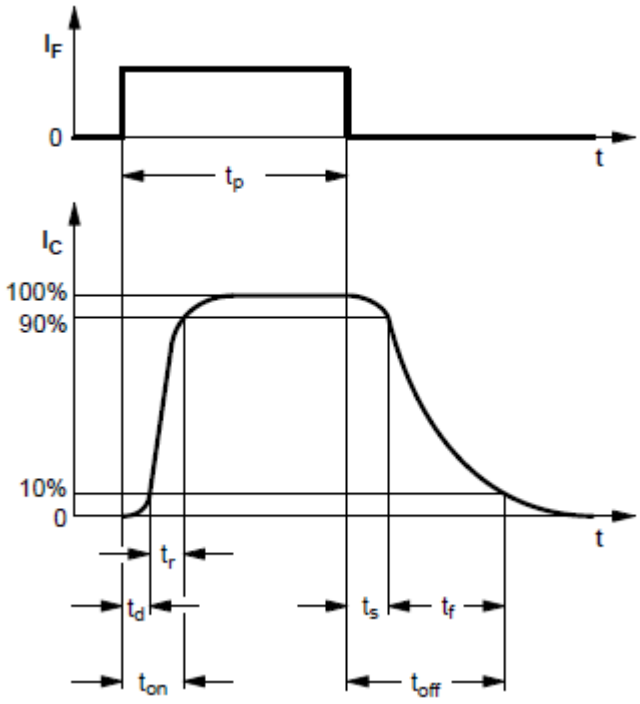


Figura 2.5: Sensor Ótico Infravermelho [35]

Este sensor pode ser configurado de modo a devolver a saída lógica '0' quando o feixe emitido pelo díodo emissor está a ser interrompido e por outro lado, quando o feixe fica livre e consegue ser transmitido ao recetor, a saída devolve '1'.

De forma a obter uma melhor perceção quanto à ativação e desativação deste sensor, apresentam-se de seguida as curvas características dos dois modos, Figura 2.6.



I_F – Corrente que atravessa o Transmissor (díodo)
I_C – Corrente que atravessa o Recetor (transístor)
t_p – Duração do pulso
td – Intervalo de tempo de atraso
t_r – Intervalo de tempo de subida
t_{on} – Tempo que demora a ficar a *on*
t_s – Intervalo de tempo de armazenamento de energia
t_f – Tempo de decaimento
t_{off} – Tempo que demora a ficar a *off*

Figura 2.6: Curvas Correspondentes à Ativação e Desativação do Sensor Ótico [35].

pNa Figura 2.6, perante o tempo de duração do pulso - t_p, obsperva-se que a corrente do recetor - I_C varia diretamente com a corrente do emissor – I_F, ou seja, Ic só possui um valor maior que zero quando I_F é capaz de transferir a sua corrente ao recetor, sendo que nesta fase não existe nenhum objeto a barrar a transferência do feixe de luz do recetor para o emissor. De notar que como é comum, I_C possui tempos de atraso relativamente à corrente transferida pelo emissor.

2.3.1.2. Sensores Fim de Curso

Estes grupos de sensores, apesar de se designarem normalmente por interruptores fim de curso, também podem ser configurados de forma a atuar como sensores, uma vez que conseguem devolver a posição de objetos.

Diferem dos sensores apresentados anteriormente, na sua forma de funcionamento; pois além de alterarem o seu estado por meio de uma ação física, como os sensores apresentados anteriormente, neste sensor essa ação provoca uma alteração mecânica nas suas ligações internas.

Caracterizam-se pela simplicidade de uso, fácil montagem, elevada precisão e diferentes volumes. Desta forma, podem ser utilizados em múltiplas situações, nomeadamente em ratos de computador, podendo também utilizar-se em casos onde seja necessário fazer a deteção de objetos, normalmente em impressoras.

Podem-se visualizar na Figura 2.7 a diferenciação destes sensores.

Figura 2.7: Exemplos de Sensores Fim de Curso [36].

O seu funcionamento é simples, normalmente têm um botão e um ou dois interruptores NA (normalmente aberto) ou NF (normalmente fechado). Quando o botão é premido, os interruptores fecham ou abrem alterando o seu estado. Desta forma podem controlar-se equipamentos pelos diferentes valores sensoriais fornecidos pelo sensor.

2.4. Motores Elétricos

Designam-se motores elétricos os equipamentos que têm a capacidade de converter a energia elétrica fornecida em energia mecânica.

Existem motores de corrente alternada e contínua e são definidos pela frequência de operação, potência nominal, binário, corrente nominal e velocidade.

2.4.1. Motor de Corrente Contínua (CC)

Os motores de corrente contínua são os mais antigos e os mais frequentemente utilizados na indústria (antigamente, a distribuição de energia fazia-se no modo contínuo) [37].

Estes motores caracterizam-se por serem os mais utilizados em pequenas aplicações, pelo alto rendimento, simplicidade de operação e versatilidade de uso, podendo ser empregues tanto em aplicações de pequeno porte (*drive* de disquetes por exemplo) ou em situações de maior dimensão (extração de água de um poço).

Na Figura 2.8, pode visualizar-se vários exemplos destes motores.

Figura 2.8: Motores de Corrente Contínua [38].

Cada motor CC tem sempre uma tensão de funcionamento, corrente nominal, potência nominal e binário atribuído. Os valores de corrente, potência e tensão nominais são os valores para os quais o motor funciona em perfeitas condições sem que nenhum dos seus constituintes sofra alterações que possam danificar o seu funcionamento [39].

A velocidade de operação é dependente da tensão de operação do motor e do binário corrente que atravessa os seus enrolamentos e pela tensão fornecida entre os seus terminais. Assim, estes tipos de motores, além de permitirem a sua operação em ambos os sentidos, também facultam o controlo de velocidade, necessitando para esta operação de eletrónica adicional, ou seja, *drives* de acionamento de motores elétricos.

Internamente, são constituídos pelo estator, parte fixa, que não se move quando o motor está em funcionamento, e pelo rotor, parte que efetua movimento quando o motor roda, constituindo os enrolamentos de armadura.

A Figura 2.9 apresenta o desenho de um motor CC de dois polos.

Ao ser induzida uma tensão V_i no estator, induz uma corrente I_a fazendo com que seja criado um campo magnético no estator que posteriormente cria um campo induzido no rotor, resultando uma tensão V_f e corrente. Desta forma o motor roda.

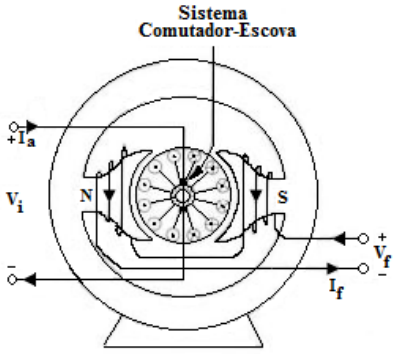


Figura 2.9: Motor CC com dois Polos [40].

A Figura 2.10, representa um esquemático simplificado do funcionamento de um motor CC de dois polos, onde o estator é constituído por ímanes permanentes e o rotor por uma bobina por onde circula a corrente elétrica. Esta bobina comporta-se como um íman, tendo um polo norte e um polo sul.

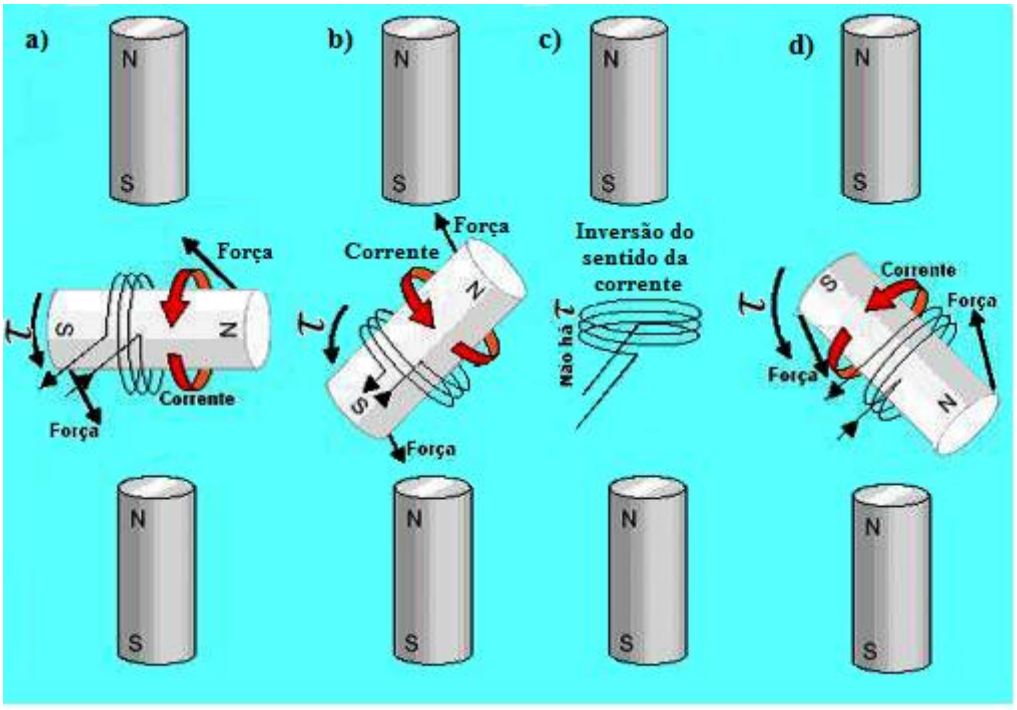


Figura 2.10: Esquemático do Funcionamento de um Motor CC com Dois Polos [40].

Tendo em atenção a imagem ilustrada na Figura 2.10, o motor de corrente contínua de dois polos descreve o seguinte funcionamento [40]:

a) O rotor, que é representado pela bobine, apresenta-se na horizontal e é percorrido por uma corrente – **I**. Esta suporta um binário ($\boldsymbol{\tau}$) elevado, agindo de forma a conseguir juntar os polos opostos, polo sul com polo norte. A bobina inicia assim o movimento.

b) Uma vez que os polos ainda não estão alinhados, o binário ainda é elevado, fazendo com que os polos opostos se juntem.

c) Finalmente os polos opostos dos ímanes permanentes e da bobina juntam-se, fazendo com que nenhum binário seja exercido na bobina e o rotor se encontre totalmente em equilíbrio. Nesta fase, para contrariar a estabilidade, a corrente que atravessa a bobina muda de sentido.

d) Uma vez que o sentido da corrente mudou, a força de repulsão exercida na bobina aumenta, fazendo com que se inicie o movimento de forma a distanciar os polos iguais. Nesta fase, todas as forças de atração exercidas anteriormente na bobina são alteradas para forças de repulsão, fazendo assim com que o movimento se faça de forma contrária. Desta forma, o motor movimenta-se.

De referir, que o motor possui no seu interior um comutador mecânico capaz de alterar a direção do motor (pois possibilita a mudança de direção da corrente na bobine), garantindo binários que possibilitam o movimento do motor [40].

Os motores de corrente contínua são divididos e classificados de acordo com o tipo de ligação entre as bobines do rotor e do estator.

2.4.1.1. Motor de CC de Ímanes Permanentes

Os motores de ímanes permanentes (Figura 2.11) são idênticos aos motores de corrente contínua convencionais; as diferenças estão na sua utilização em baixas potências e a constituição do estator do motor.

O estator possui dois ou mais ímanes permanentes e o rotor um núcleo de ferromagnético [41].

Figura 2.11: Constituição de um Motor CC de Íman Permanente [41].

O seu funcionamento também difere do motor CC convencional, uma vez que são os ímanes permanentes que geram o campo magnético. Para que o motor possa rodar, basta alimentar os dois condutores do rotor através do conjunto escovas, fazendo com que o motor

rode num dos sentidos. Para que possa rodar no sentido contrário basta inverter a polaridade da tensão de alimentação. A velocidade do motor é controlada através do aumento ou diminuição da tensão de alimentação.

Este tipo de motor, devido às suas características de construção e por consequência o seu baixo custo, levam a que sejam utilizados em acionamento de baixa potência, tais como eletrodomésticos [41].

2.5. Acionamento do Motor

O acionamento de um motor nunca pode ser efetuado pela ligação direta das saídas analógicas/digitais do microcontrolador ao motor, uma vez que a tensão e correntes fornecidas pelo microcontrolador não são suficientes para o acionamento. É necessário utilizar uma fonte exterior que, em conjunto com os sinais de comando fornecidos pelas saídas analógicas/digitais do microcontrolador proporcionem o movimento do motor.

Para isso, é necessário utilizar uma ponte H, Figura 2.12.

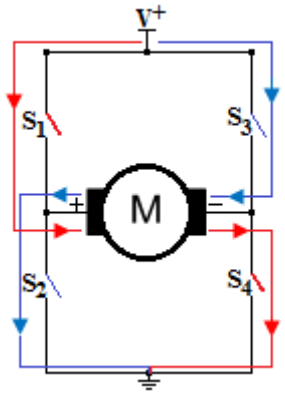


Figura 2.12: Ponte H para Acionamento de um Motor [42]

Assim, para acionar o motor é necessário fechar dois interruptores, S1 e S4 ou S3 e S2. Ao fechar os interruptores S1 e S4, o motor roda numa direção, passando a corrente do polo positivo para o polo negativo do motor. Por conseguinte, quando se fecham os interruptores S3 e S2, a corrente flui do pólo negativo para o pólo positivo do motor, fazendo este rodar na direção oposta.

Caso se ligue simultaneamente o interruptor S1 e S3 ou o S2 e S4, gera-se um curto-circuito entre os polos positivo e negativo do motor. Se o motor estiver a rodar, o seu veio para suavemente.

Por conseguinte, se por algum erro se ligar simultaneamente os interruptores S1 e S2 ou S3 e s4 ou todos os interruptores ao mesmo tempo, a corrente flui directamente da fonte para

a massa, fazendo um curto-circuito fatal para todos os equipamentos conetados ao circuito [42].

2.6. Microcontrolador Arduino Duemilanove

Duemilanove (2009) constitui uma das placas Arduino. Inicialmente foi comercializada com o microcontrolador da Atmel, Atmega168, aparecendo mais tarde uma versão mais atualizada, Atmega328.

Pode ser alimentada via USB (utilizando um Chip USB FTDI para efetuar a descodificação dos sinais da placa para USB e vice-versa), por uma fonte externa ou por uma fonte de tensão conetada ao *jack* de alimentação. De modo a assegurar níveis de tensão controlados, esta placa possui também um regulador de tensão à entrada, de forma a controlar possíveis valores errados de alimentação.

Os pinos de alimentação são constituídos por pinos de alimentação 'VIN' (que constitui a entrada de alimentação quando se alimenta com fonte externa), '5V' (fonte de alimentação regulada, utilizada para alimentar vários componentes da placa ou para utilização por parte do utilizador), '3V3' (disponível 3,3V, gerada pelo chip FTDI) e por fim dois pinos 'GND' (ponto de massa da placa).

É também constituída por pinos de entrada/saída digitais, podendo seis deles serem utilizados como PWM (*Pulse-Width Modulation*) e por seis pinos de entrada analógicos.

A placa pode ser codificada via USB ou através do conetor ICSP (utiliza o barramento I2C).

Por fim, possui LEDs de aviso, tais como RX e TX, que ligam e desligam quando se recebem ou enviam dados pela porta série; LED13, que está ligado directamente ao pino digital 13 e à massa, liga quando está um valor *high* no pino 13 e desliga quando está *low*. Possui também um LED que liga sempre que o microcontrolador está alimentado que permite ao utilizador visualizar se a placa está alimentada [43]. O Atmega328 possui *32kBytes* de memória *flash* para armazenamento do código, com 2kB dedicados ao arranque da placa. Para a SRAM (*Static Random Access Memory*) estão reservados 2kB e para a EEPROM (*Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*) 1KB [44].

Pode-se visualizar a placa Arduino Duemilanove na Figura 2.13, com todos os seus constituintes.

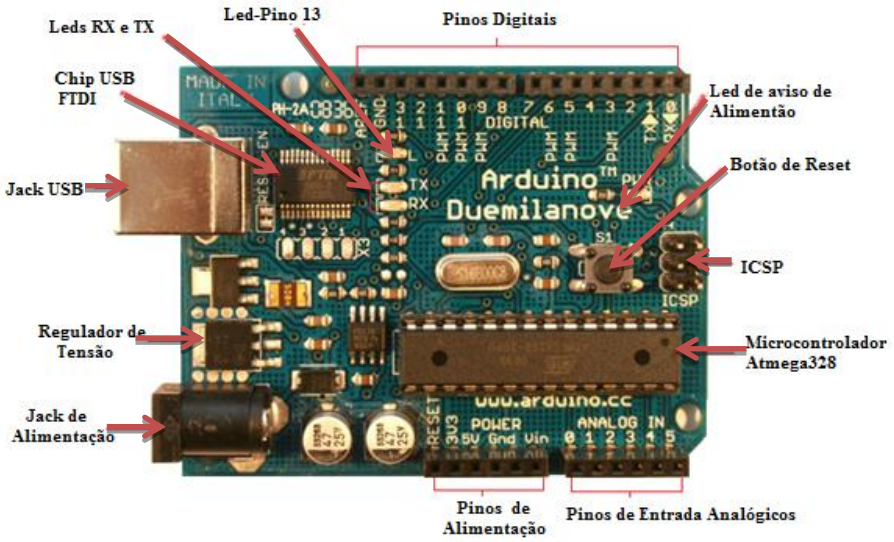


Figura 2.13: Placa Arduino Duemilanove [44]

As principais características desta placa resumem-se na Tabela 2.7:

Tabela 2.7: Características Resumidas do Arduino Duemilanove [43].

Características	Descrição
Microcontrolador	Atmega328
Tensão Operação [V]	5
Tensão de Entrada (recomendados) [V]	7 a 12
Tensão de Entrada (limites) [V]	6 a 20
Entradas/Saídas Digitais	14 (com 6 saídas que podem ser utilizadas como saídas PWM)
Entradas Analógicas	6
Corrente Entrada/Saída [mA]	40
Corrente para 3,3V [mA]	50
Memória SRAM [kB]	2
Memória Flash [kB]	2
EEPROM [kB]	1
Clock [Hz]	16M

3. DESCRIÇÃO DO SISTEMA

Sumário

Neste capítulo é apresentado o desenvolvimento do protótipo para a determinação do grupo sanguíneo. O protótipo divide-se em três partes: o sistema mecânico de determinação do tipo sanguíneo, a eletrónica desenvolvida e o computador que executa o programa em *Labview*.

Inicialmente são descritos os requisitos que o protótipo deve possuir para operar em situações de emergência médica, tendo como fator de comparação outros equipamentos similares ao mesmo. De seguida, é feita uma descrição do projeto do sistema mecânico de determinação do tipo sanguíneo, de forma a responder aos requisitos apresentados anteriormente, com imagens desenvolvidas no *software* Autodesk Inventor Professional [45].

É apresentada, na secção seguinte, uma descrição do controlo eletrónico desenvolvido, nomeadamente os sensores utilizados e os respetivos esquemáticos com o microcontrolador Arduino.

Apresenta-se o controlo do protótipo com a apresentação do fluxograma [54] de controlo e o programa desenvolvido em *Labview* [55] para monitorizar o mesmo.

Por último, é apresentada a constituição do protótipo.

3.1. Conceção do Sistema

3.2. Projeto do Sistema Mecânico de Determinação do Tipo Sanguíneo

3.3. Projeto Elétrico e Eletrónico do Protótipo

3.4. *Software*/Controlo do Protótipo

3.5. Integração dos Sistemas

3.1. Conceção do Sistema

A utilização do protótipo em situações de emergência médica impõe alguns requisitos na fase de projeto, tais como a portabilidade, o peso, a dimensão, o tempo de resposta reduzidos e por fim autonomia alargada.

Em relação ao peso e dimensões do protótipo, sabe-se à partida que estes parâmetros, têm de possuir valores o mais reduzido possível para serem utilizados em situações de emergência, pois o fator portabilidade é crucial.

Fazendo uma análise de equipamentos médicos portáteis, análogos ao protótipo, constatou-se que a massa varia aproximadamente entre 3 a 9.5 kg e as suas dimensões entre 228 a 300 mm de comprimento e 130 a 228 mm de largura 140 a 410 mm de altura [46-49]. Desta forma, estabeleceu-se que a massa do protótipo de determinação do tipo sanguíneo que opera em situações de emergência médica, não deve ser superior a 5 kg, pois possibilita um transporte sem dificuldade.

Relativamente às dimensões do protótipo, e com base na pesquisa realizada, não devem ser superiores a 300x228x410 mm, para não dificultar a sua portabilidade.

Quanto à velocidade de resposta do protótipo, é mencionado no procedimento dos reagentes intervenientes no teste manual [30], que a obtenção de resultados pode demorar até 2 minutos. O protótipo deve possuir um tempo de resposta similar ao tempo do teste manual em lâmina, uma vez que os reagentes utilizados podem reagir num tempo máximo de 2 minutos, e desta forma estabelece-se um tempo de aproximadamente 2 a 3 minutos.

Por fim, em relação à autonomia prevista para o protótipo, uma vez que vai ser utilizado normalmente em veículos de emergência médica, estimou-se que teria pelo menos de operar durante 24 horas, para que o seu desempenho seja aceitável.

Deste modo, a Tabela 3.1 apresenta os requisitos do protótipo.

Tabela 3.1:Requisitos do Protótipo.

Parâmetros	**Valor**
Massa [kg]	Menor ou igual que 5
Dimensões [mm]	300x228x410
Tempo de resposta [minutos]	2 a 3
Autonomia [h]	Mínimo 24

Depois de definidos os requisitos do protótipo, segue-se a fase de escolha do material a incorporar para efetuar o teste. Desta forma, o protótipo será constituído por um sistema mecânico que deve possuir todos os componentes mecânicos necessários para efetuar mecanicamente o procedimento de teste de determinação do tipo sanguíneo, bem como todos

os componentes eletrónicos para acionar e controlar o sistema mecânico. Por fim, o protótipo deve possuir também uma interface que permita ao utilizador monitorizar o equipamento antes e durante o teste.

Assim, o protótipo será constituído por uma fonte de energia que possui a função de alimentar o sistema de iluminação, os sensores e o motor durante pelo menos 24horas; um microcontrolador que efetua o controlo do procedimento de teste baseado nos sinais sensoriais, e por um computador que deverá executar uma interface para monitorizar o procedimento de teste do protótipo, guardar a imagem que é adquirida por uma câmara e por fim executar o programa baseado em técnicas de processamento de imagem que determina de forma automática o grupo sanguíneo.

Apresenta-se de seguida um diagrama de blocos (Figura 3.1) com os vários constituintes do protótipo, bem como a sua relação.

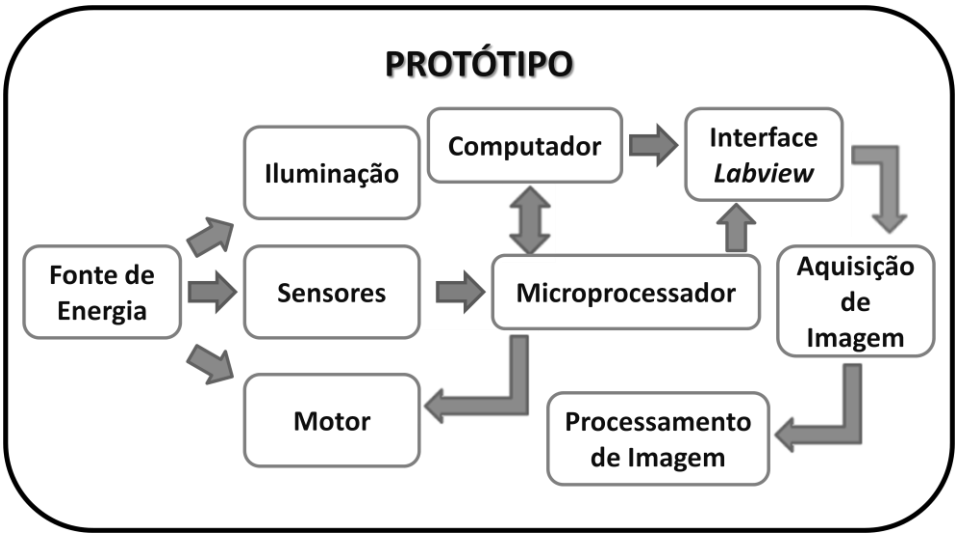


Figura 3.1:Diagrama de Blocos

3.2. Projeto do Sistema Mecânico de Determinação do Tipo Sanguíneo

Nesta fase, a parte mecânica do sistema desenvolvido foi baseada nos procedimentos executados no teste manual de determinação do tipo sanguíneo de humanos, de forma a facultar a sua utilização em situações de emergência: volume e peso reduzidos.

Deve-se centrar o desenvolvimento deste sistema mecânico no facto deste ter de elaborar vários procedimentos necessários para a determinação do tipo sanguíneo, nomeadamente a inserção de quatro porções de uma amostra de sangue com quatro reagentes distintos em quatro locais diferentes, seguida da mistura destas soluções com elementos que provoquem movimento e por fim a aquisição de imagem com qualidade, de forma a efetuar posterior processamento dessa imagem para determinar o tipo sanguíneo da amostra.

Através do *software* Autodesk Inventor Professional [45], desenvolveram-se várias versões do sistema mecânico. A Figura 3.2 apresenta a versão final.

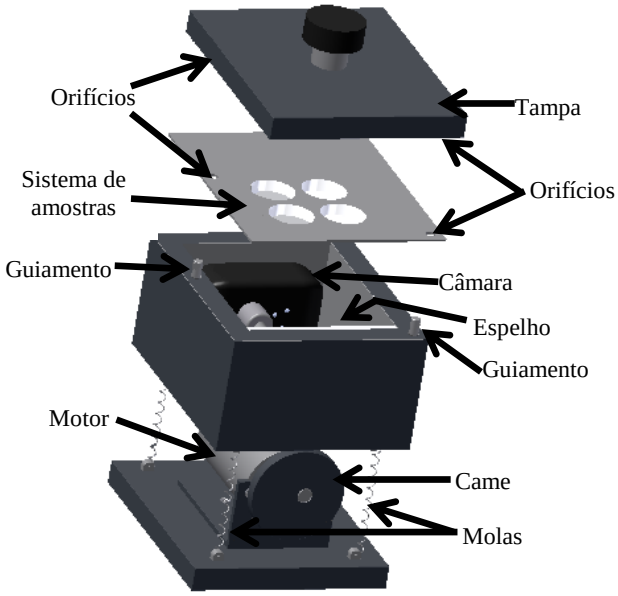


Figura 3.2: Projeto do Sistema Mecânico de Determinação do Tipo Sanguíneo [100x85x145 mm] [30]

A parte inferior do sistema é composta pela base que possui um suporte mecânico para o motor CC (em forma de L), a came acoplada ao eixo do motor e quatro molas de tração para suportar o peso de todo o sistema mecânico de determinação do tipo sanguíneo. A altura nominal das molas de tração do sistema possui um valor igual à altura da extremidade da came, quando esta se encontra no ponto-morto inferior. O objetivo deste mecanismo centra-se na oscilação (necessária para a mistura), proporcionada pela came entre os pontos-mortos inferior e superior, e vice-versa.

O nível imediatamente a seguir constitui o sistema de aquisição de imagens, composto por uma caixa que contém a câmara, responsável pela captura das imagens, e por um espelho que é utilizado para refletir a imagem dos resultados capturados horizontalmente superior. A utilização do espelho foi utilizada de forma a minimizar cerca de 150 mm à altura do sistema mecânico.

No nível seguinte, encontra-se o sistema das amostras, cujo material é transparente, para facultar a captura das imagens pela câmara (posicionada no nível inferior) em boas condições. Esta parte possui dois orifícios alinhados com os guiamentos (existentes na caixa inferior). O posicionamento dos guiamentos encontra-se descentrado de forma a evitar erros humanos na colocação da base das amostras.

Finalmente, no nível superior é utilizada uma tampa com a função principal de fixar o sistema de amostras. A tampa está fixa à caixa que contém a câmara (com o sistema de amostras no seu interior), porque possui ímanes associados na zona superior dos guiamentos e

nos orifícios da tampa. Desta forma, é assegurado que a tampa está fixa quando o motor e a came efetuam o movimento de forma a conseguir a mistura da amostra de sangue com o respetivo reagente, por oscilação de toda a parte mecânica que é suportada pelas molas de tração.

Foi considerado que tanto o sangue como os respetivos reagentes são colocados manualmente em cada concavidade do sistema de amostras (zona de amostras), uma vez que estes materiais têm obrigatoriamente de estar preservados em ambientes frios e alguma variação destas condições pode levar a alterações nos resultados.

O material selecionado para esta primeira abordagem foi alumínio para todas as caixas e suportes existentes no protótipo a excluir a base das amostras que foi poliestireno [30].

No desenvolvimento do sistema de amostras teve-se em consideração vários aspetos, nomeadamente a capacidade de aproximação da câmara ao sistema, uma vez que esta tem de tirar uma só fotografia e captar os quatro resultados, e também o posicionamento da ocular da câmara com a imagem. Desta forma, chegou-se à solução apresentada na Figura 3.3.

Figura 3.3: Sistema de Amostras

Na base de amostras estão inseridas quatro cavidades onde vão ser colocadas as amostras com os quatro reagentes respetivos (zona de amostras).

A tampa das amostras impede a contaminação entre as amostras na realização do teste. Desta forma, as extrusões da tampa das amostras encaixam nas cavidades da base das amostras.

3.3. Projeto Elétrico e Eletrónico do Protótipo

No que diz respeito ao sistema elétrico do sistema, este está dividido em três partes, controlo da iluminação, *drive* do motor e por fim o microcontrolador. Todos estes subsistemas vão operar de forma autónoma, através de uma bateria, Figura 3.4 [30].

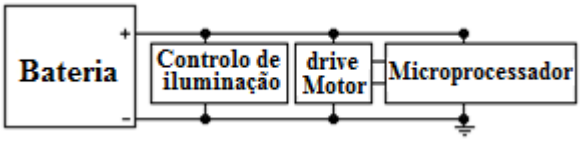


Figura 3.4: Diagrama Elétrico [30].

3.3.1. Fonte de Energia

De modo ao sistema funcionar autonomamente, considerou-se uma bateria como fonte de tensão. Deste modo, a bateria de 12V, vai alimentar o sistema de iluminação e a *drive* de acionamento do motor num período mínimo de 24horas.

De forma a calcular qual a capacidade necessária da bateria, teve-se de efetuar um estudo dos valores necessários de corrente e potência do protótipo.

Assim, apresenta-se na Tabela 3.2 todos os valores de corrente e tensão consumidos por cada sistema, bem como a potência e corrente total do protótipo.

Tabela 3.2: Valor dos Parâmetros do Sistema [35,50-52].

Subsistema	**$U_{Operação}$[V]**	**$I_{consumida}$[mA]**	**P_{TOTAL}[W]**
Iluminação	12	20	0.24
Motor	12	580	6.96
Sensores	5	21	0.105
Acionamento do Motor	12	96	1.152
	5	54	0.27
	Total	**771**	**8.73**

Estima-se que o tempo de funcionamento do protótipo em cada teste é de aproximadamente 2 minutos e de repouso 5 minutos. Assim, em 24horas, o sistema conseguirá fazer os seguintes testes, Eq. 3.1:

$$\text{n.º de testes} = \frac{t_{autonomia}}{t_{teste}} = 205\text{testes/dia} \qquad \textbf{Eq. 3.1}$$

Desta forma, dado que o sistema só está em funcionamento 2 minutos dos 7 que necessita para cada teste, a capacidade da bateria para o protótipo é a seguinte (Eq. 3.2):

$$\frac{C[\text{A.h}]}{I_{total}\,[\text{A}]} = \text{Autonomia}_{bateria}\,[\text{h}] \Rightarrow C[\text{A.h}] \cong 5{,}3\text{Ah} \qquad \textbf{Eq. 3.2}$$

Conclui-se assim que para que o sistema opere durante 24h autonomamente, a bateria terá de possuir pelo menos 5.3Ah de capacidade e 12V de tensão fornecida.

A bateria utilizada no protótipo fornece a 12V de tensão, 7,2 Ah. A sua utilização deve-se ao facto de possuir capacidade superior ao dimensionado anteriormente, e ao facto de já se possuir esta bateria anteriormente. Na Figura 3.5, apresenta-se a bateria utilizada no protótipo.

Figura 3.5: Fonte de Energia - Bateria [51].

Para efetuar a ligação da bateria ao sistema, teve-se em atenção que esta não deve ser feita continuamente. Desta forma, conectou-se um botão ao polo positivo da bateria, fazendo assim com que o teste seja iniciado apenas quando o botão da alimentação é premido. Desta forma, conectou-se ao pino digital2 do microcontrolador uma entrada da placa PCB (Placa de Circuito Impresso) que só fica ativa quando o botão é premido e a bateria fornece a alimentação ao sistema (sendo possível futuramente controlar o protótipo através da leitura deste pino). A Figura 3.6 apresenta o esquemático da ligação.

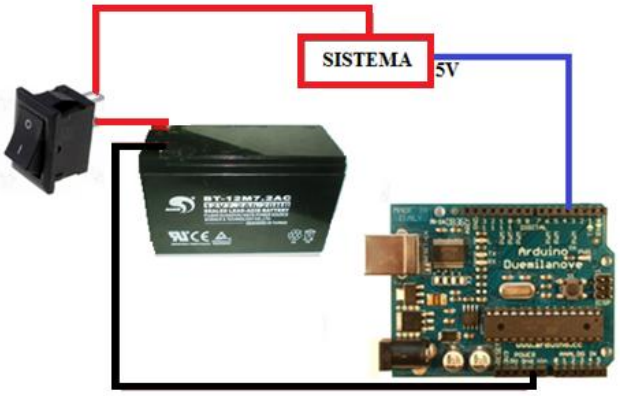


Figura 3.6: Esquemático relativo à Ligação da Alimentação [44].

3.3.2. Controlo de Iluminação

Para o controlo de iluminação, utilizaram-se dois LEDs (mod.ª12.675/3/B/C/7K) que iluminam o interior da tampa do sistema. A intensidade dos LEDs foi determinada por tentativa-erro, de forma a conseguir uma imagem adequada para posterior processamento.

Assim, de forma a não ser possível danificar nenhum dos LEDs, o esquema elétrico adotado foi o seguinte, Figura 3.7.

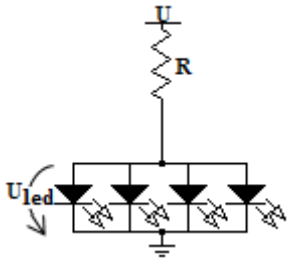


Figura 3.7: Esquemático da Ligação da Iluminação

Desta forma, partindo do princípio que a tensão e corrente máxima dos LEDs em utilização são respetivamente 3.1V e 20mA, foram dimensionadas as resistências presentes no esquemático seguinte de forma a obter intensidade de iluminação suficiente para a aquisição da imagem pela câmara.

Surge por fim o esquemático final de iluminação, Figura 3.8.

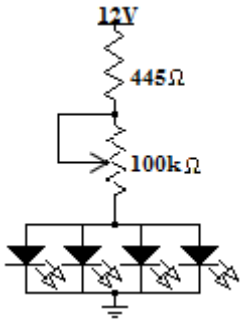


Figura 3.8: Esquemático Dimensionado da Ligação da Iluminação

De relevar que o potenciómetro em utilização no esquemático, serve apenas para controlar a intensidade de luz emitida pelos LEDs, de forma a possuir sensibilidade suficiente para controlar a imagem capturada pela câmara.

3.3.3. Acionamento do Motor

Como foi explicado na secção 2.5, para efetuar o acionamento do motor CC é necessário utilizar uma *drive* (baseada numa ponte H), que em conjunto com um elemento de controlo (neste caso um microcontrolador) é capaz de controlar o movimento do motor (Anexo 8). O motor utilizado no protótipo possui 12 V de tensão de alimentação, 0,58 A de corrente nominal e um binário de 1,74 Kg.cm.

Desta forma, escolheu-se o integrado de referência LN298, que possui duas pontes H bidirecionais, que pode ser alimentado com um intervalo de tensão (até 50V) e consegue acionar cargas até 3A de corrente [52].

O integrado tem a configuração de pinos de saída/entrada (Anexo 9), apresentada na Figura 3.9.

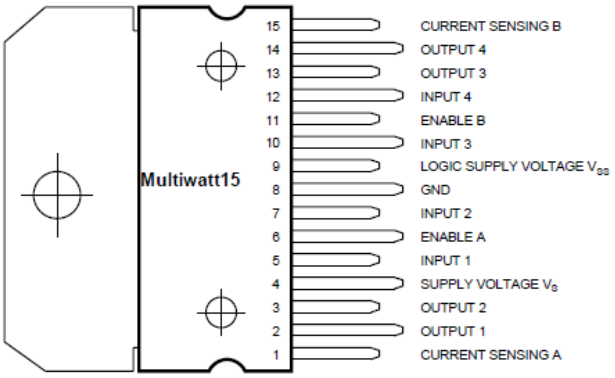


Figura 3.9: Pinos de Entrada/Saída do Integrado LN298 [52].

Este integrado consegue acionar dois motores CC, pois possui quatro saídas para ligar aos mesmos. Essas saídas são ativas consoante o valor que está no *Enable* A ou *Enable* B. Assim, estão acionadas as saídas 1 (pino 2) e 2 (pino 3) se o *Enable* A (pino 6) estiver ativo, com nível lógico '1' e as saídas 3 (pino 13) e 4 (pino 14) se o *Enable* B (pino 11) estiver ativo. Como para este projeto só é necessário a utilização de um motor, um dos *Enables* deve ser colocado a nível lógico '0' e o outro obrigatoriamente a '1'.

A alimentação do integrado faz-se no V_s (pino 4), tendo o valor de tensão desejado a ser fornecido entre as saídas (pino 13 e 14 ou pino 2 e 3). Assim, para este caso deve-se colocar os terminais da bateria, correspondendo a 12V (correspondente à tensão nominal do motor). Para o funcionamento do LN298, também o V_{SS} (pino 9) tem de ser alimentado com 5V, de modo a conseguir alimentar outros circuitos internos do integrado [52].

Os sinais de controlo, pinos 5 e 7 ou 12 e 14, para o acionamento do motor têm de ser ligados a saídas analógicas do microcontrolador (de forma a controlar a velocidade e direção do motor).

Por análise do circuito de acionamento do motor, nota-se que o integrado LN298 necessita de diferentes níveis de tensão de alimentação, nomeadamente 12V e 5V. Desta forma, o integrado LM7805 foi utilizado para converter o sinal de entrada de 12V em 5V de tensão de saída regulada (Anexo 10) [53].

Por fim, apresenta-se o circuito equivalente da *drive* de acionamento do motor completa (Figura 3.10). De notar que a utilização da ponte de díodos na saída 13 e 14 do integrado LN298, serve para impedir correntes de pico que poderiam danificar o integrado.

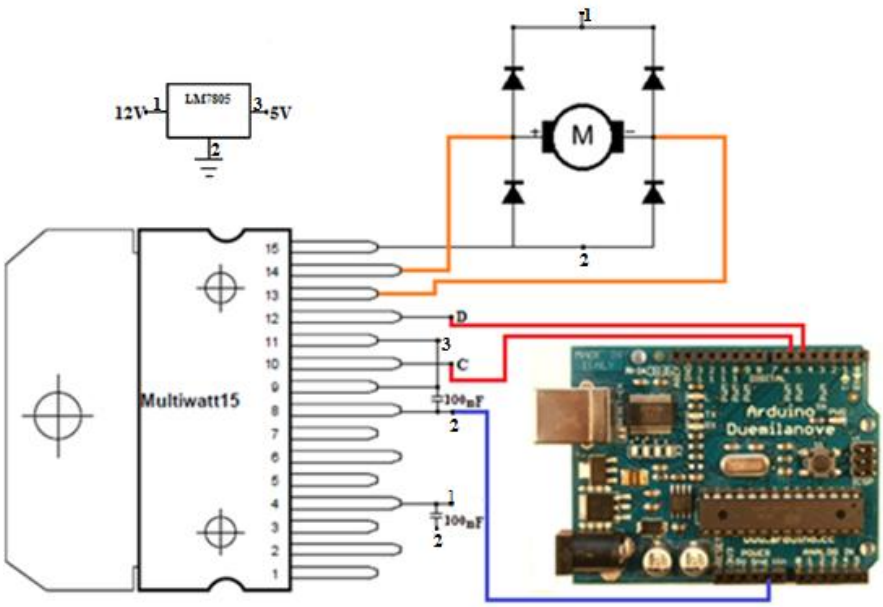


Figura 3.10: Montagem da Drive-Motor [44].

A utilização do microcontrolador Arduino Duemilanove deve-se ao facto desta placa ser de fácil implementação e de baixo custo, facilitando e tornando o processo de programação do sistema mais rápido e de fácil interface.

O acionamento do motor poderia ser efetuado utilizando dois possíveis integrados, o L293D (Anexo 11), que efetua o acionamento de apenas um motor CC (uma vez que possui apenas duas saídas para ligar a um motor) e o LN298 que possui dois pares de saídas para acionar dois motores CC. Sendo o princípio de funcionamento de ambos muito similar, a escolha do integrado capaz de efetuar o acionamento do motor recaiu para o LN298, apenas porque a sua disponibilidade era imediata, contrariamente ao L293N.

3.3.4. Sensores Aplicados

Os sensores utilizados neste protótipo vão permitir a leitura de algumas propriedades físicas dos mecanismos que compõem o sistema mecânico.

Desta forma, as mudanças físicas existentes no protótipo são detetadas pelos sensores e lidas pelo microcontrolador. Posteriormente, com base nesses valores, o microcontrolador efetua o controlo do protótipo.

No sistema mecânico, apresentado anteriormente na secção 3.2., serão incorporados dois sensores distintos, sensor ótico infravermelho e fim de curso.

Como foi referido na secção 3.2, a porção da amostra de sangue com os reagentes será colocada pelo utilizador manualmente. Desta forma, para precaver que o utilizador acione o equipamento sem que o sistema de amostras esteja no seu local, é utilizado um sensor fim de curso que envia para o microcontrolador um sinal que impede que o sistema inicie o teste.

O sensor ótico infravermelho é também utilizado para ajudar a efetuar o controlo deste protótipo. Como a came não está acoplada ao motor no seu centro, (pois é necessário efetuar um movimento vertical para efetuar a mistura) é necessário garantir que o sistema para apenas quando o sistema de amostras e o sistema de aquisição de imagens se encontra na horizontal (paralelamente com a base do sistema mecânico). Para garantir este acontecimento, o sensor é colocado estrategicamente no sistema mecânico de forma a levar à finalização do teste apenas quando a came se encontra no seu ponto mais baixo, estando assim o sistema de amostras preparado para ser removido e recolocado para o teste seguinte.

3.3.4.1. Sensor Fim de Curso

Como foi dito anteriormente, este sensor é utilizado para detetar se o sistema de amostras se encontra no respetivo lugar antes e durante o funcionamento do protótipo.

Este sensor é constituído por um botão e por três pinos, como se pode visualizar na Figura 3.11.

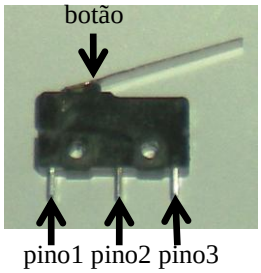


Figura 3.11: Sensor Fim de Curso.

Internamente, o sensor é constituído por dois interruptores, antes do botão ser premido, o pino1 está ligado ao pino3 com um interruptor normalmente fechado (NF) e o pino1 está ligado ao pino2 por um interruptor normalmente aberto (NA). Assim, quando o botão é premido, o interruptor NA fecha-se e o NF abre-se.

Assim, neste protótipo, se o sistema de amostras se encontra no local indicado, o botão está premido e o interruptor NA existente entre os pinos 1 e 2 fecha. Por conseguinte, se o mesmo não se encontra no local correto de funcionamento do protótipo, o botão não está premido e o interruptor NA continua aberto.

O esquema de ligações do sensor com o microcontrolador é apresentado na Figura 3.12.

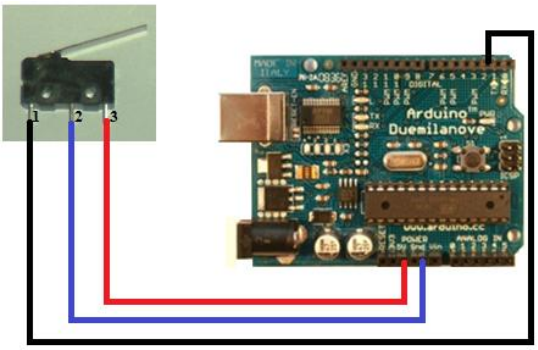


Figura 3.12: Esquemático do Sensor Fim de Curso com o Microcontrolador [44].

Desta forma, seguindo a esquemático da Figura 3.12, o pino3 está ligado a ‘5V’, o pino2 a ‘0V’e o pino1 à entrada digital2 do microcontrolador. Assim, se o sistema de amostras não estiver colocado no protótipo o pino2 terá ‘5V’, pois está ligado ao pino3 do sensor. Por outro lado, o pino2 fica com ‘0V’ apenas quando o sistema de amostras se encontra no local indicado, estando ligado ao pino2 do sensor. Por esta alteração do pino, o controlo efetuado pelo microcontrolador será efetuado de modo a que o protótipo apenas funcione quando o pino2 está no estado *low*.

Nesta aplicação era necessário que o sensor utilizado apenas tivesse dois estados (ligado ou desligado consoante a presença ou ausência do sistema de amostras no protótipo), fácil integração no protótipo e interface com o microcontrolador simplificada. Perante estes requisitos, a complementar com a fácil aquisição e baixo custo, a escolha recaiu para o sensor fim de curso pois preenchia o perfil de sensor a utilizar no protótipo.

3.3.4.2. Sensor Ótico de Posição

Neste projeto, o sensor ótico é utilizado para controlar a posição de paragem da came, acoplada ao motor. Para isso utilizou-se o sensor TCST1000 (Anexo 12), apresentado anteriormente na secção 2.3, Figura 2.5 [35].

Para que se consiga efetuar o controlo do protótipo, de modo a conseguir parar o motor apenas quando a came se encontrar no ponto mais baixo, apresenta-se na Figura 3.13 o esquema de ligações do sensor com o microcontrolador.

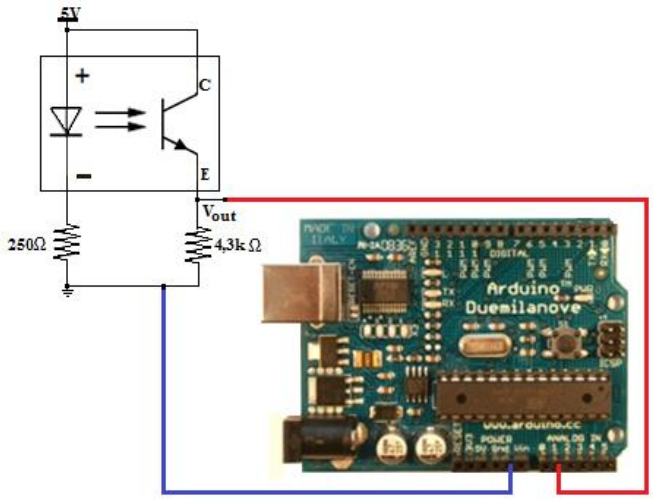


Figura 3.13: Montagem do Sensor Ótico com o Arduino [35,44].

Assim, V_{out} (ligado a uma entrada digital do microcontrolador) possui nível lógico '1' quando o feixe de luz infravermelha é emitido e recebido pelo recetor, e contrariamente V_{out} possui nível lógico'0' quando algum objeto impede a transmissão do feixe até ao recetor.

De forma a efetuar a montagem apresentada anteriormente, Figura 3.13, apresenta-se de seguida os valores relevantes ao dimensionamento das resistências em utilização, Tabela 3.3.

Tabela 3.3: Valor dos Parâmetros do Sistema [35].

Emissor			**Recetor**		
I_F [mA]	**V_F [V]**	**R_F [Ω]**	**I_C [mA]**	**V_S [V]**	**R_C [kΩ]**
1	5	250	20	5	4.3

Este sensor é frequentemente utilizado em aplicações que envolvem a paragem de motores, sendo o ideal para quando há material acoplado ao eixo do motor (neste caso a came).

3.4. *Software* / Controlo do Protótipo

De forma a efetuar o controlo de todo o protótipo, apresenta-se o fluxograma da Figura 3.14 com todos os processos a efetuar para determinar o tipo sanguíneo de humanos em situações de emergência. De salientar que no Anexo 13 se encontra o Manual de Operação do Protótipo.

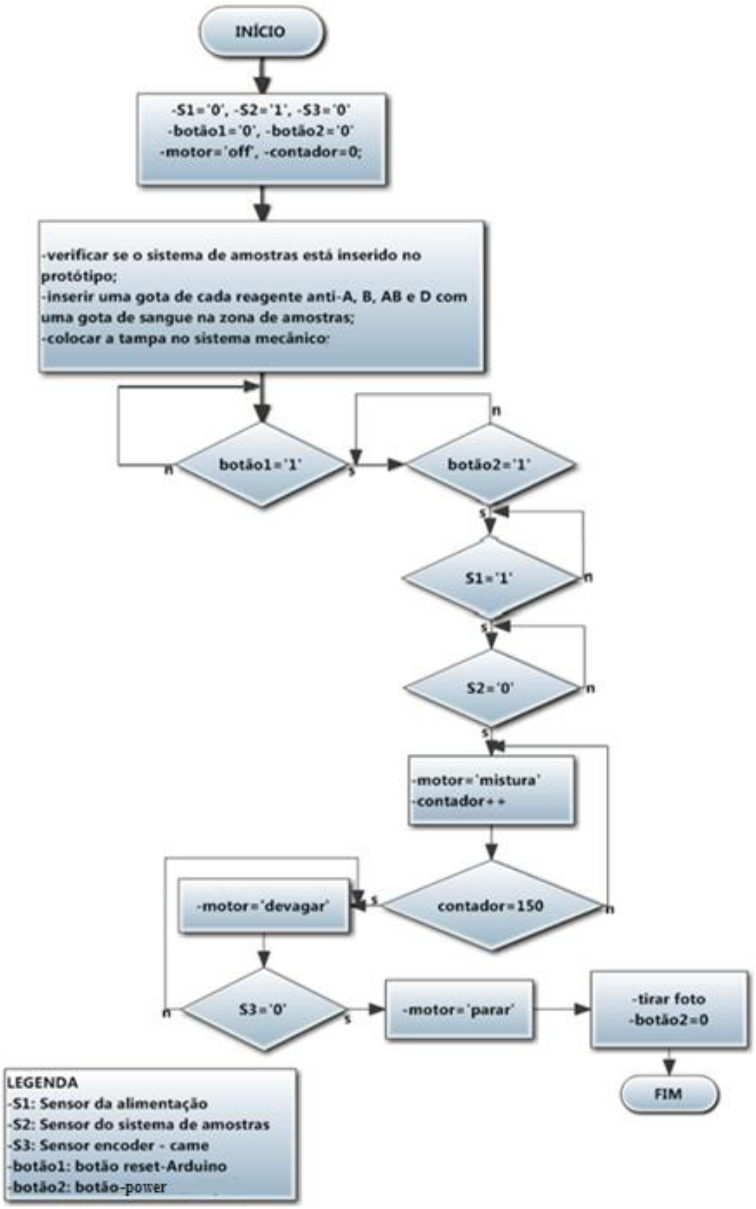


Figura 3.14: Fluxograma do Protótipo [54].

O funcionamento do sistema desenvolvido resume-se nos seguintes procedimentos (Anexo 13):

1. Verificar se o sistema de amostras se encontra no integrado no protótipo;
2. Colocar uma gota de sangue e de reagente anti-A, B, AB e D, no sistema de amostras (zona de amostras);
3. Colocar a placa na zona de amostras e a tampa no protótipo.
4. Carregar no botão-*reset* e colocar a '1' o botão-*power*.
5. O motor é acionado para o modo de mistura, se o sensor de alimentação e o sensor do sistema de amostras estiver ativo,
6. O movimento do motor causa um movimento na came (acoplada ao motor) e faz com que o sistema mecatrónico se mova e efetue a mistura do sangue com o reagente;

7. Depois de efetuar o número de ciclos suficientes para efetuar a mistura, o motor diminui a velocidade, de forma ao sensor ótico infravermelho ser ativo (significando que a came está na posição mais baixa e o sistema de amostras se encontra na posição horizontal);
8. Colocar o botão-*power* a ‘0’;
9. Passado um minuto, a câmara efetua a captação da imagem dos resultados obtidos do teste (através da reflexão da imagem pelo espelho). A imagem é enviada para o computador e este corre o *software* de processamento de imagem em *Labview*;
10. Por fim, o computador determina o tipo sanguíneo da amostra em estudo.

Foi desenvolvido em *Labview* [55] uma aplicação para auxiliar o utilizador do sistema a funcionar com o protótipo (Anexo 14). Na Figura 3.15 apresenta-se o desenvolvimento do algoritmo de processamento, indicando em que ponto de operação se encontra o funcionamento do protótipo.

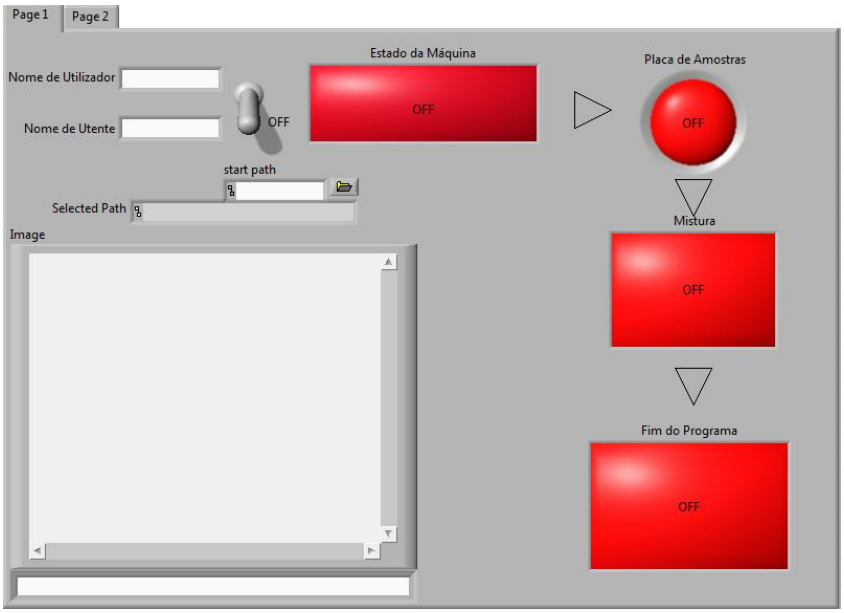


Figura 3.15: Interface em *Labview*-Início [55].

Inicialmente, quando o sistema de amostras se encontra devidamente preparado e colocado no protótipo, o utilizador coloca o “Nome do Utilizador” e “Nome do Utente” na interface. De seguida, o cursor é colocado a ‘ON’ para o teste ser iniciado.

Se a alimentação do circuito está ligada e se o sistema de amostras estiver no local indicado, os dois botões são colocados a “verde”. Nesta fase o protótipo encontra-se na fase de mistura (botão de mistura a “verde”), Figura 3.16.

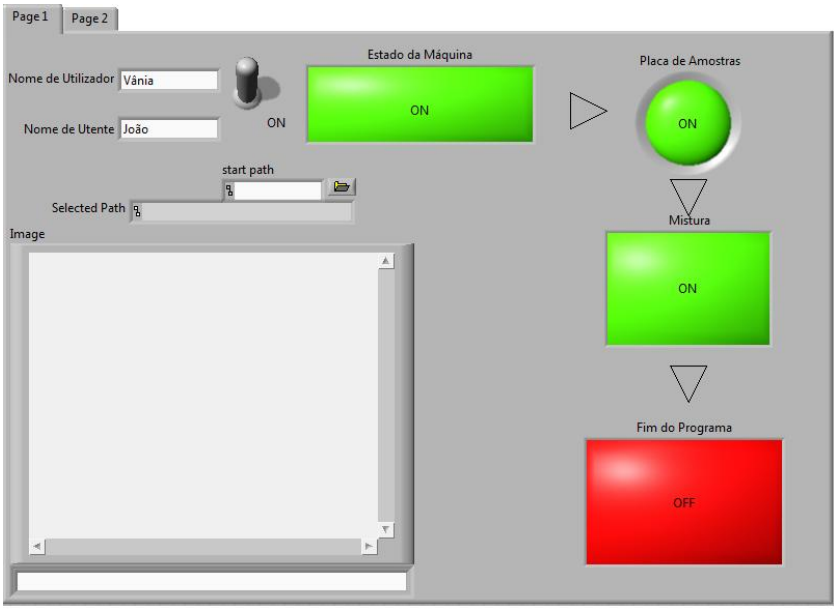


Figura 3.16: Interface em *Labview*-Teste [55].

Após a fase de mistura, o sistema finaliza o teste, tirando uma imagem aos resultados presentes no sistema de amostras, Figura 3.17.

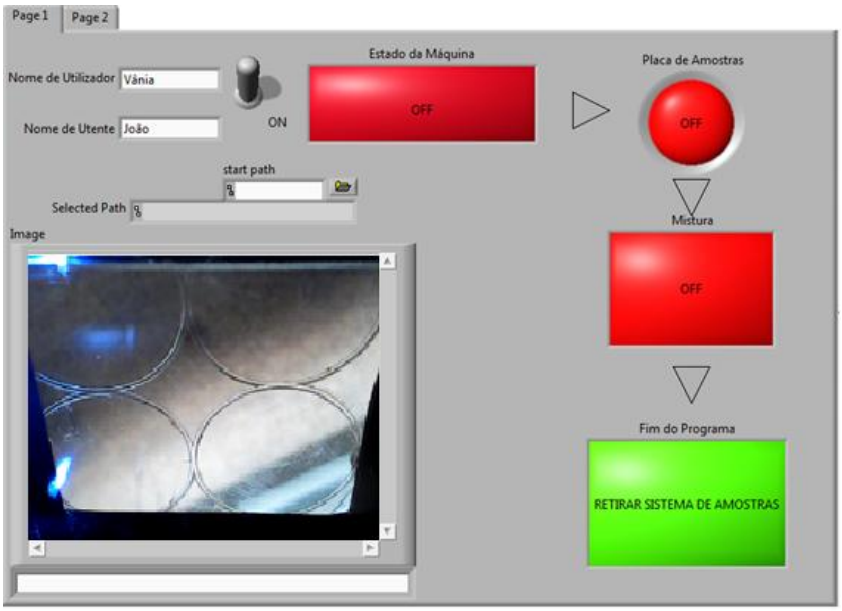


Figura 3.17: Interface em *Labview*-Fim do Teste [55].

Além dos resultados obtidos pela câmara, o sistema grava para *Excel* (Figura 3.18) os dados incluídos pelo utilizador no início do teste (Nome de Utilizador e Nome do Utente), a data e hora do teste e o grupo sanguíneo do utente, Figura 3.18.

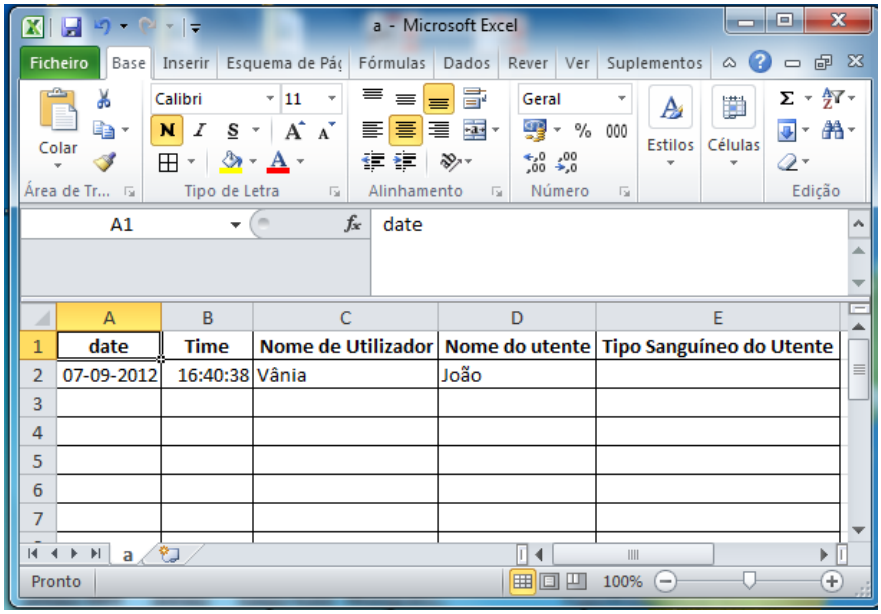


Figura 3.18: Documento Criado pelo *Software* em *Labview* para Gravar os Dados do Teste.

De forma a completar o protótipo, a determinação do tipo sanguíneo de uma amostra de sangue, deve ser determinada automaticamente através de técnicas de processamento de imagem dos resultados capturados pela câmara [17].

3.5. Integração dos Sistemas

Esta secção é dedicada à integração de todas as partes do sistema de deteção do tipo sanguíneo, incluindo o *software*.

Inicialmente será descrito o protótipo desenvolvido, fazendo a descrição de toda a sua constituição.

De seguida, é descrito como foram integrados os componentes eletrónicos no sistema, nomeadamente a iluminação, o controlo do motor e os sensores utilizados.

Por fim, aborda-se o *software* baseado em técnicas de processamento de imagem, capaz de determinar o tipo sanguíneo [17].

3.5.1. Sistema de Determinação do Tipo Sanguíneo

Desenvolveu-se o sistema mecânico de determinação do tipo sanguíneo, baseado no projeto desenvolvido no *software* Autodesk Inventor Professional [44], secção 3.2.

Nesta subsecção é abordado o trabalho prático desenvolvido, nomeadamente as alterações necessárias implementadas no sistema de agitação e no sistema de amostras partindo do projeto mecânico anteriormente desenvolvido.

3.5.1.1. Sistema de Agitação

Designa-se por sistema de agitação a parte mecânica do sistema de determinação do tipo sanguíneo que em conjunto com os componentes eletrónicos incorporados, é capaz de efetuar o movimento necessário para efetuar a mistura da amostra de sangue com o respetivo reagente.

De relembrar que (secção 3.2), a base do motor está fixa ao sistema de aquisição de imagens e posteriormente ao sistema de amostras através de quatro molas fixas perto dos quatro vértices. Assim, o movimento efetuado pelo motor e pela came (acoplada ao seu veio) exerce um movimento no sistema de aquisição de imagens e posteriormente no sistema de amostras, capaz de efetuar a mistura do sangue com os reagentes.

Os testes do sistema de agitação foram iniciados com a verificação do funcionamento das molas, de forma a provocarem o movimento necessário para misturar a solução, suportando o peso do sistema mecânico. Os testes foram efetuados inicialmente com molas de tração, de forma a conseguirem minimizar a instabilidade que pudesse surgir quando o motor se movimenta.

Depois de vários testes, concluiu-se que esta solução não constituía uma solução adequada para efetuar mistura, pois as quatro molas escolhidas não permitiam que o motor efetuasse movimento, uma vez que o motor não suportava a força exercida sobre ele pelas molas e pelo peso do sistema.

Sabe-se que teoricamente a força exercida pela mola depende dos seguintes fatores:

$$F = k.x \qquad \textbf{Eq. 3.3}$$

Onde:

F – é a força aplicada na mola quando é distendida [N]

k – é a constante de elasticidade da mola [N/m]

x – é o comprimento atingido pela mola [m]

Com base na Eq. 3.3, as molas foram alteradas de forma a diminuir a sua constante de elasticidade, k, diminuindo assim a força exercida na mola, F. Desta forma, as molas permitem o movimento do motor, no entanto o sistema mecânico tornou-se demasiado instável para o seu correto funcionamento.

Deste modo, mudou-se um pouco a solução apresentada na secção 3.2, de forma a diminuir a instabilidade adquirida pelo protótipo. Assim, num dos lados do mesmo, retiraram-se as duas molas e colocou-se uma dobradiça e no lado oposto manteve-se as duas molas de menor constante de elasticidade.

Chegou-se então ao sistema mecânico da Figura 3.19, considerando que todo o seu material é alumínio, apenas excluindo o sistema de amostras em poliestireno para facilitar a sua posterior reutilização.

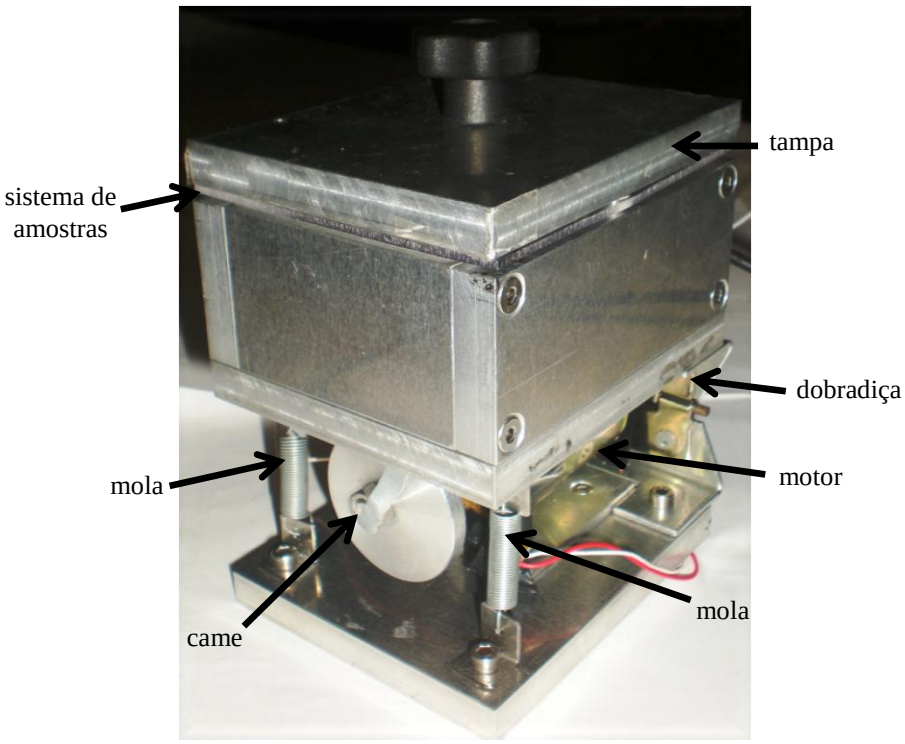


Figura 3.19: Protótipo de Deteção do Grupo Sanguíneo.

3.5.1.2. Sistema de Amostras

Conforme foi descrito na secção 3.2, o material inicialmente considerado para o sistema de amostras foi poliestireno. Desta forma, foi realizado no Departamento de Polímeros da Universidade do Minho um protótipo do sistema de amostras, efetuado pela máquina de "Termoformar Illig Modificada", com a técnica "Termoformação por Vácuo com Molde Fêmea", Figura 3.20.

Figura 3.20: Sistema de Amostras Número Um.

Este sistema apresentava alguns inconvenientes: a placa possuía demasiadas imperfeições, devido ao processo de fabrico não ser o mais indicado; o material utilizado na placa, era hidrofóbico, ou seja, material que ao ser exposto a um líquido, não deixa que este mesmo líquido se espalhe. Deste modo, não era possível efetuar a leitura das imagens, uma vez que a mistura entre o sangue e o reagente não era executada. Além das imperfeições desta

placa, notou-se que ao ser colocada iluminação dentro do sistema de aquisição de imagens, a luz era refletida, ficando inúmeros pontos de luz refletidos em cada concavidade e imperfeição do sistema de amostras.

Assim, a forma da placa de teste foi otimizada de forma similar ao método manual: foi utilizada uma placa de poliestireno com duas lâminas (material hidrofílico) colocadas de forma a simular as quatro amostras, Figura 3.21. No entanto, com esta solução havia contaminação entre amostras e os testes não eram fidedignos. Provou-se apenas que o movimento do sistema mecânico era suficiente para efetuar a mistura da amostra de sangue com o reagente.

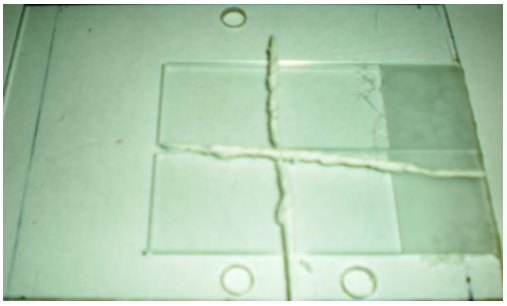


Figura 3.21: Sistema de Amostras Número Dois.

Uma vez que a iluminação neste material ainda não era a mais conveniente, pensou-se em efetuar uma base cujo material seria vidro. Para simular as quatro concavidades utilizou-se parte do material representado na Figura 3.22. A constituição desta placa é poliestireno, com um tratamento que o torna hidrofílico.

Figura 3.22: Tampa das Placas de Poliestireno Utilizadas para Cultura de Células.

Assim, com a junção da placa anterior com uma base de vidro, surge a seguinte placa, Figura 3.3.

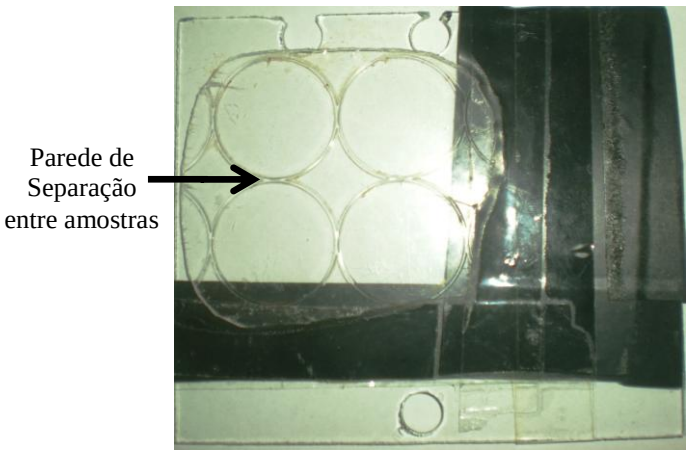


Figura 3.23: Sistema de Amostras Número Três

A altura das "paredes" de separação das amostras ainda não era suficiente para garantir que não exista contaminação nos testes realizados.

Uma vez que não foi possível efetuar nenhuma placa com todas as caraterísticas incorporadas, foi desenvolvido no *software* Autodesk Inventor Professional [45] um exemplo da placa a utilizar no sistema mecânico. Surge então a seguinte solução - Figura 3.24.

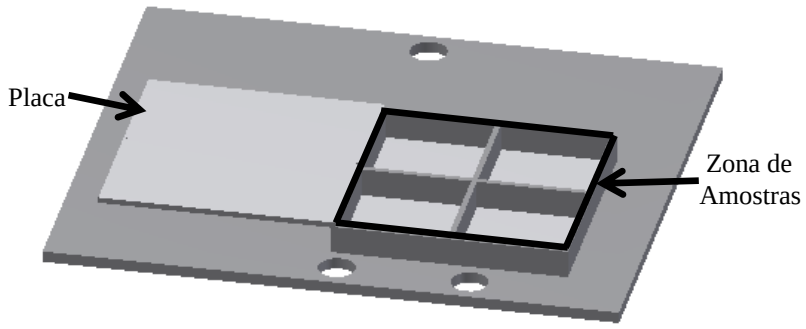


Figura 3.24: Sistema de Amostras Final

Esta placa garante que não existe contaminação entre as amostras. A forma utilizada para a zona de amostras possui forma quadrangular para a câmara conseguir obter o máximo de área para a análise dos resultados. Em cima da zona de amostras terá uma placa com a função de impedir que o líquido saia pela parte superior. Esta placa tem obrigatoriamente de ser branca, uma vez que será o fundo da imagem adquirida pela câmara.

Por fim, a tampa total do sistema também tem de ser alterada. Surge então a seguinte proposta da Figura 3.25. A extrusão vista na Figura 3.25 b) fez-se para que esta tampa encaixe no sistema de amostras.

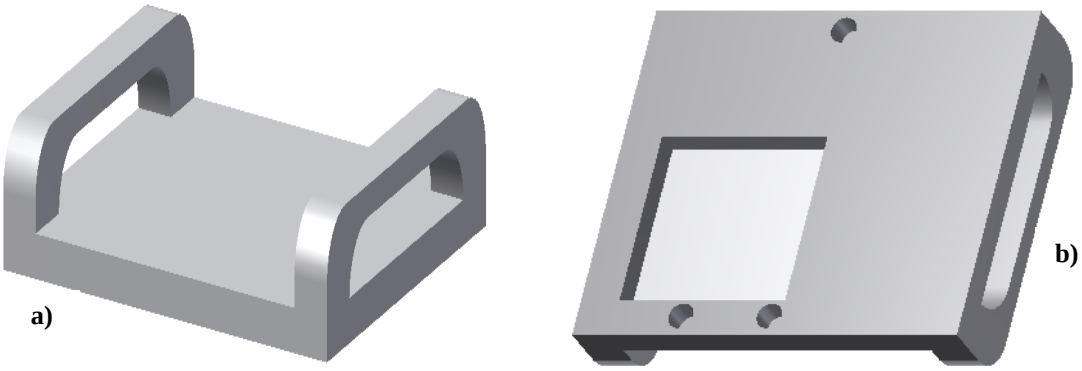


Figura 3.25: Tampa Final do Sistema Final; a)Tampa-cima; b)Tampa-baixo

3.5.2. Eletrónica do Sistema

Nesta secção são representados todos os sistemas eletrónicos a incorporar no sistema mecânico de determinação do tipo sanguíneo.

A Figura 3.26, apresenta o sensor ótico acoplado ao suporte em L que prende o motor. Este sensor tem a função de parar o movimento do motor apenas quando a came se situa no ponto mais baixo, obrigando à posição horizontal do sistema de amostras.

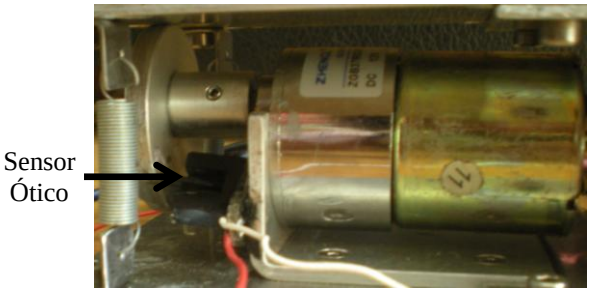


Figura 3.26: Sensor Ótico

A Figura 3.27 apresenta a colocação do sensor fim de curso no sistema mecânico. A função deste sensor é assegurar que este só inicie o seu funcionamento quando o sistema de amostras se encontrar no local correto.

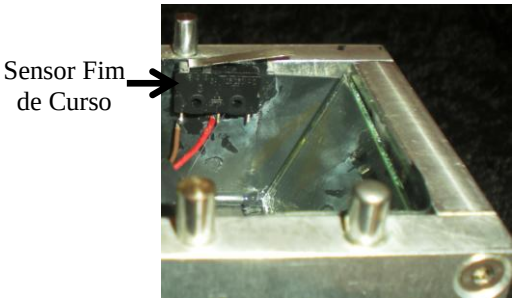


Figura 3.27: Sensor Fim de Curso

A placa PCB tem como função, juntamente com o microcontrolador Arduino, reunir todas as ligações elétricas existentes no sistema mecatrónico. Desta forma, na Figura 3.28, apresenta-se o esquemático utilizado para efetuar a placa PCB.

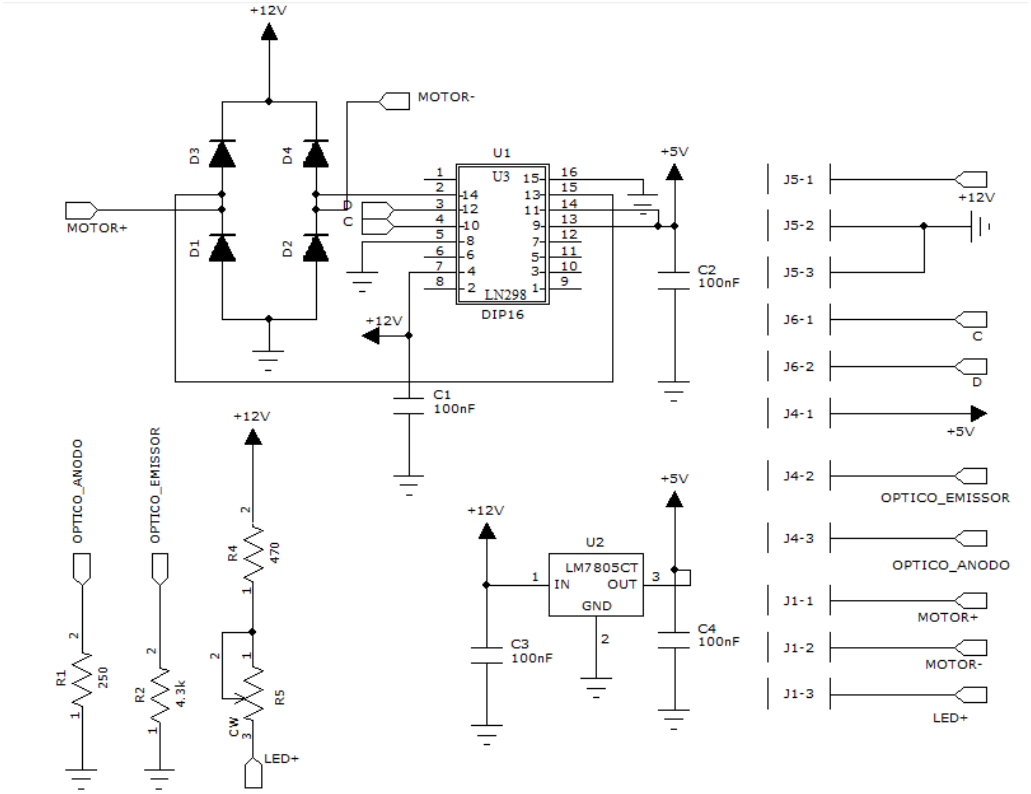


Figura 3.28: Esquemático do Protótipo

Para o desenvolvimento desta PCB, foi necessário efetuar o esquemático *Software Mentor Grafics*-PADS, desenvolvendo duas partes, PADSLogic e PADSLayout presente no Anexo 15.

Na Figura 3.29 encontra-se a placa PCB que reúne todas as ligações efetuadas no sistema mecatrónico, juntamente com o microcontrolador.

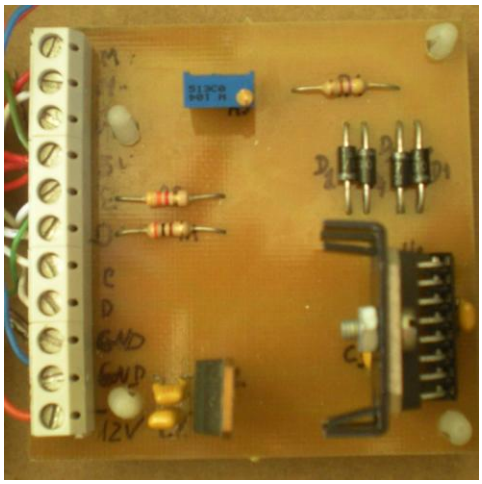


Figura 3.29: Placa PCB do Sistema.

Necessita-se esclarecer que o sistema de iluminação foi testado, com os LEDs apresentados de cor branca, mas também com outras cores, nomeadamente LEDs de cor azul, amarelo e vermelho. No entanto, a iluminação piora a qualidade da imagem, pois a imagem tirada pela câmara com luz ambiente possui melhor qualidade. Por este motivo, substituiu-se o material da tampa do sistema por uma placa de poliestireno branca transparente, que permite a passagem da luminosidade exterior necessária à boa qualidade da imagem. Uma vez que este protótipo será inserido em ambientes iluminados, propõe-se que o sistema não necessita possuir luz interior, necessitando apenas de luz ambiente para capturar a imagem dos resultados com qualidade suficiente para ser processada.

3.5.3. *Software* de Determinação do Grupo Sanguíneo

O desenvolvimento do *software* de determinação do tipo sanguíneo, baseado em técnicas de processamento de imagem, não está no âmbito deste trabalho. No entanto, foi desenvolvido num Mestrado em Bioinformática da Universidade do Minho [17], um *software* em *Labview* com o objetivo de determinar de forma automática o tipo sanguíneo de humanos, baseado em técnicas de processamento de imagem, capaz de analisar, interpretar e classificar os resultados da aglutinação/não aglutinação da amostra de sangue com os respetivos reagentes.

Nesse trabalho, uma vez que os resultados relativos à aglutinação de uma amostra de sangue com o respetivo reagente são visíveis macroscopicamente, as imagens foram capturadas manualmente, utilizando uma câmara CCD (mod. Sony Cyber-shot DSC-S750) com 7,2 MP de resolução. Posteriormente essas imagens são analisadas através de uma ferramenta desenvolvida pelo *software* IMAQ Vision da National Instruments. A Figura 3.30 apresenta de forma resumida um esquema com as técnicas desenvolvidas [30].

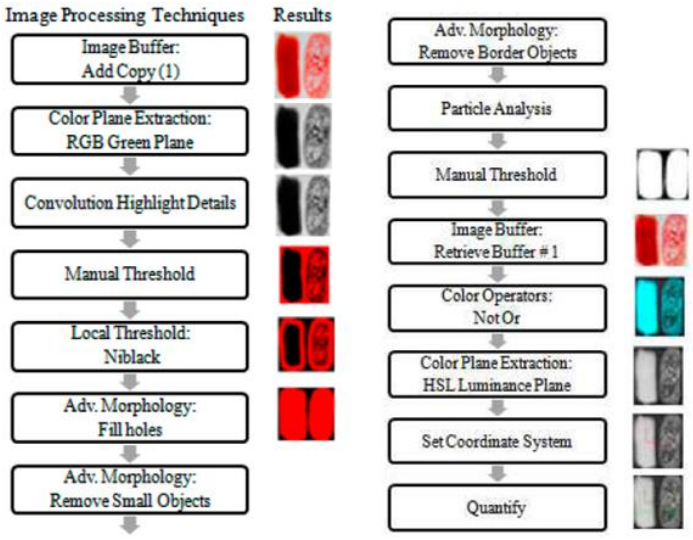


Figura 3.30: Técnicas desenvolvidas no *Software* de Processamento de Imagem [30]

Perante o que foi desenvolvido [17], sabe-se que para determinar se o resultado da mistura da amostra de sangue e respetivo reagente é aglutinado ou não, é utilizada a função *Quantify*. Esta função devolve valores como a área, valor médio, desvio padrão, valor mínimo e máximo da imagem.

Neste trabalho, o processamento de imagem para determinar o tipo sanguíneo, é efetuado com base no valor de desvio padrão calculado com a função *Quantify*. Quando este valor é superior a 16, o resultado da amostra de sangue com o reagente é aglutinado e quando é menor que 16 é não aglutinado [17].

3.5.4. Sistema Mecatrónico de Deteção do Grupo Sanguíneo

Depois do desenvolvimento de todos os sistemas apresentados ao longo do capítulo 3, necessita-se efetuar a junção destes num protótipo, que preencha os requisitos abordados na secção 3.1.

Na Figura 3.31Figura 3.33 e Figura 3.32, apresenta-se o sistema mecatrónico de determinação do tipo sanguíneo, apresentado separadamente na secção 3.5.1. e 3.5.2.

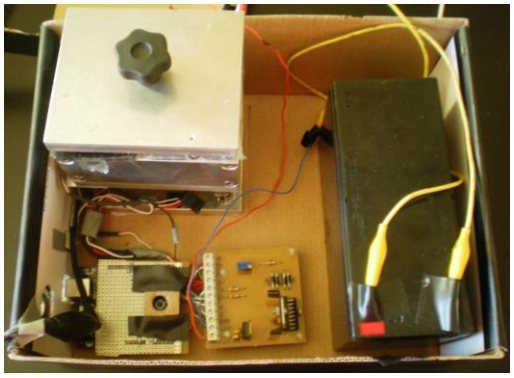


Figura 3.31: Sistema Mecatrónico de Determinação do Tipo Sanguíneo – Interior

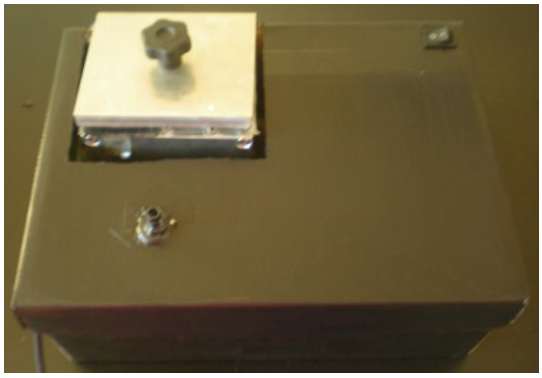


Figura 3.32: Sistema Mecatrónico de Determinação do Tipo Sanguíneo – Exterior

A complementar ao sistema desenvolvido, surge a necessidade de possuir um computador capaz de simular o *software* de teste, desenvolvido em *Labview*.

Assim, depois de todos os sistemas abordados, apresenta-se o protótipo mecatrónico desenvolvido, Figura 3.33.

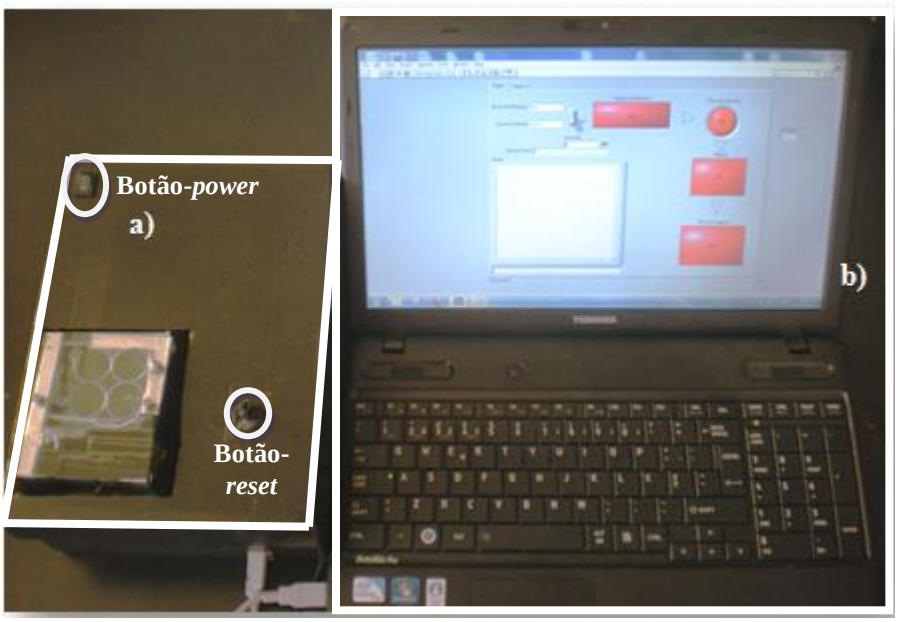


Figura 3.33: Protótipo de Determinação do Tipo Sanguíneo a) Sistema Mecatrónico de Determinação do Tipo Sanguíneo; b) Computador

Para efetuar o teste de determinação do tipo sanguíneo, o utilizador deve colocar a porção da amostra de sangue e reagente em cada local correspondente, na zona de amostras - Figura 3.33 a). De seguida, o utilizador deve colocar o "Nome do Utente" e o "Nome do Utilizador" no programa desenvolvido em *Labview* - Figura 3.33 b) e colocar o botão booleano de inicialização do teste a '1'.

No subsistema relativo à Figura 3.33 a), o utilizador deve carregar no botão-*reset*, e posteriormente colocar o botão-*power* a '1'.

A fase de teste é inicializada. Se o sistema de amostras se encontrar no local indicado para efetuar o teste, o sistema inicia a fase de mistura. Finalizada esta fase, o sistema espera um minuto (para que não hajam resultados afetados por fracos reagentes) e por fim a câmara faz a aquisição de imagem.

No computador Figura 3.33 b), a imagem adquirida pela câmara são analisadas através do *software* de processamento de imagem, devolvendo qual o tipo sanguíneo da amostra em estudo.

No Anexo 13, está descrito o Manual de Operações do Protótipo.

4. TESTES E RESULTADOS

Sumário

Neste capítulo são apresentados os testes práticos de determinação do grupo sanguíneo utilizando o protótipo.

O teste de determinação do tipo sanguíneo inicia-se com os procedimentos do sistema mecatrónico desenvolvido, que retorna as imagens resultantes do teste. De seguida, essas imagens são analisadas pelo *software* de processamento de imagem desenvolvido anteriormente, determinando o tipo sanguíneo da amostra em estudo.

Inicialmente faz-se uma apresentação dos resultados, com os diferentes sistemas de amostras testados, descrevendo quais os respetivos inconvenientes.

De seguida são também apresentados os testes realizados com o sistema de amostras número três, secção 3.5.1.2 de diferentes tipos de sangue ABO-Rh, utilizando o *software* de processamento de imagem.

De salientar, que as amostras de sangue utilizadas em todos os testes apresentados, são amostras catalogadas, cedidas pelo Instituto Português do Sangue e da Transplantação.

4.1. Resultados da Fase Inicial

4.2. Análise de Resultados em Processamento de Imagem

4.1. Resultados da Fase Inicial

Inicialmente, os testes do sistema foram efetuados com o sistema de amostras número um, descrita na secção 3.5.1.2 (sistema de amostras em poliestireno).

4.1.1. Tipo de sangue AB

Na Figura 4.1 é possível verificar que a junção da amostra de sangue com o reagente, tende a juntar-se numa área cada vez mais reduzida da placa, devido à mesma possuir a zona de amostras côncava; acresce o facto do material utilizado ser homofóbico.

Neste teste, os resultados esperados da mistura da amostra de sangue com os respetivos reagentes sejam aglutinados, uma vez que se trata de uma amostra de sangue do tipo AB^+.

Na Figura 4.1 está representada a imagem resultante deste teste.

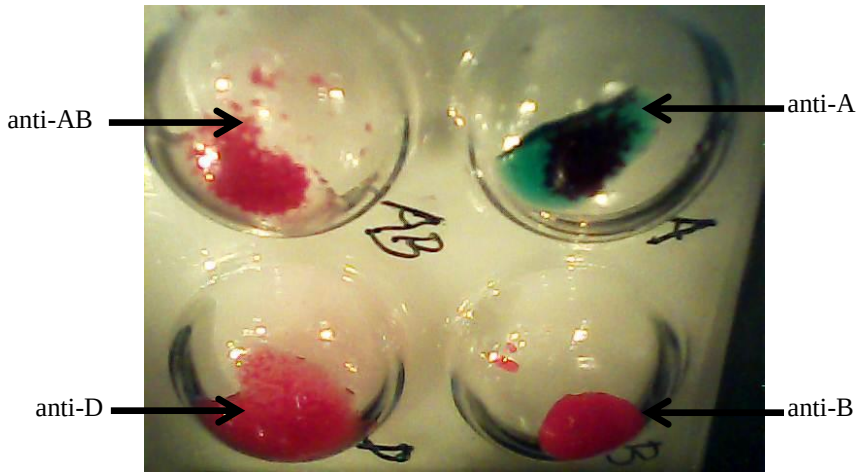


Figura 4.1: Sistema de Amostras Número Um – Teste 1 – AB^+.

Analisando a Figura 4.1, nota-se que o resultado relativo ao reagente anti-B não é conclusivo.

Também é visível que a iluminação efetuada dentro do sistema de aquisição de imagens, cria na imagem inúmeros pontos de luz, contribuindo para a dificuldade de visualização dos resultados.

Apesar dos resultados obtidos não serem satisfatórios, os testes efetuados com este sistema de amostras foram retomados, testando se o sistema conseguia efetuar a mistura de uma amostra de sangue com apenas um reagente, neste caso, o anti-A. Colocou-se uma amostra de sangue AB^+ cujo resultado deveria ser "Aglutinado".

O teste foi efetuado, mas verificou-se que neste teste o resultado foi ainda menos conclusivo, Figura 4.2.

Figura 4.2: Sistema de Amostras Número Um – Teste 2 – Aglutinado.

Realizaram-se diversos testes neste sistema de amostras, efetuando-se sempre a sua limpeza prévia com álcool; este processo de esterilização levou a que a placa em poliestireno se tornasse mais hidrofóbica, fazendo com que a amostra de sangue e o respetivo reagente não se misturassem de forma eficaz.

De forma a conseguir-se testar a fiabilidade da mistura da amostra de sangue com o respetivo reagente promovida pelo protótipo, fixou-se horizontalmente sobre a Placa de Amostras Número Um, uma lâmina de vidro semelhante à utilizada no teste manual. Desta vez, conseguiu-se provar que, com uma lâmina de vidro, cujo material é hidrofílico, o movimento efetuado pelo sistema é suficiente para ocorrer aglutinação, Figura 4.3.

Figura 4.3: Simulação de uma Lâmina de Vidro com Sistema de Amostras Número Um – Teste 3 – Aglutinado.

Depois de provar que o procedimento de mistura do protótipo é funcional, tentou-se efetuar um sistema de amostras de teste baseado numa base de poliestireno horizontal (de forma a eliminar os pontos de luz ocorridos nas zonas côncavas da placa anterior, para se conseguir testar a iluminação) com duas lâminas colocadas sobre a base do sistema. Obtiveram-se os seguintes resultados apresentados na Figura 4.4.

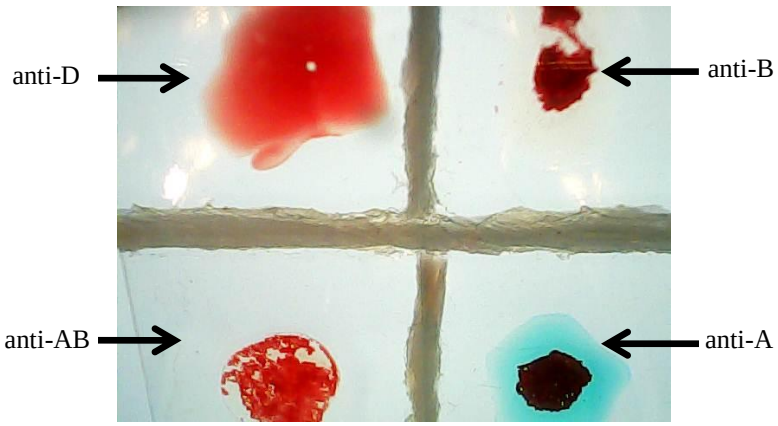


Figura 4.4: Sistema de Amostras Número Dois – Teste 1 – AB^-

Neste teste, consegue-se observar que a aglutinação existe, no entanto a área resultante de visualização dos resultados ainda é muito reduzida.

O teste repetiu-se, no entanto dobrou-se o volume inserido de amostra de sangue e de reagente, resultando assim a seguinte imagem, Figura 4.5.

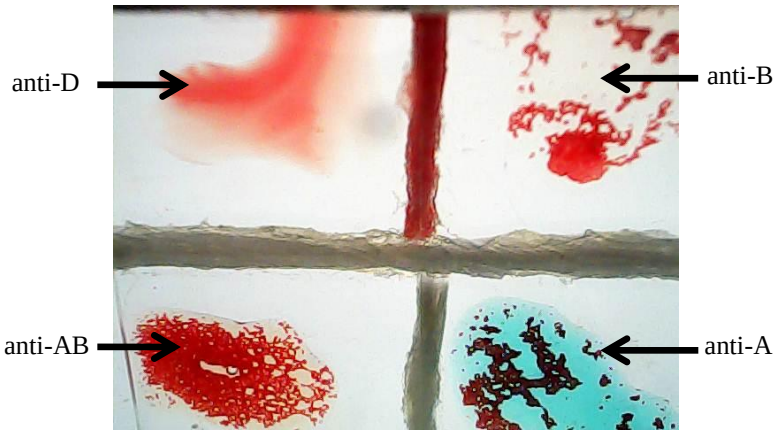


Figura 4.5: Sistema de Amostras Número Dois – Teste 2 – AB^-

Neste teste, consegue-se observar que a área da amostra ficou muito superior ao teste anterior, Figura 4.4, diferindo na visualização melhorada da aglutinação/não aglutinação dos resultados. No entanto, é notório que a mistura do reagente anti-D com a respetiva amostra de sangue resultou na contaminação da barreira entre o resultado relativo ao reagente anti-B, mesmo não tendo ocorrido contaminação. A não ocorrência de contaminação entre amostras é fundamental pelo que as paredes entre as diferentes zonas de análise devem ser no mínimo de 5mm de altura, e o material deve ser unido fisicamente com a base, conforme o sistema de amostras apresentado na secção 3.5.1.2.

Foram de seguida realizados novos testes com o Sistema de Amostras Número Três, descrito na secção 3.5.1.2.

Os resultados foram efetuados e visualiza-se que houve uma melhoria significativa nos resultados. As Figura 4.6 e Figura 4.7 apresentam os resultados obtidos para o tipo de sangue B^- e A^+, respetivamente.

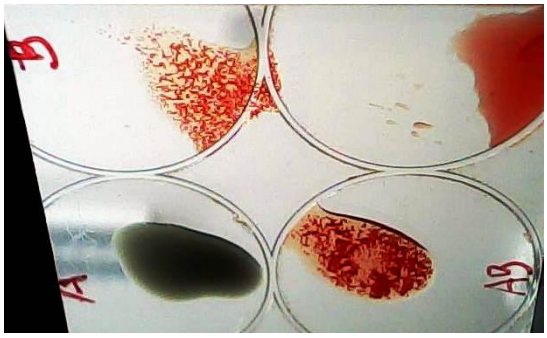


Figura 4.6: Sistema de Amostras Número Três – Teste 1 – B^-

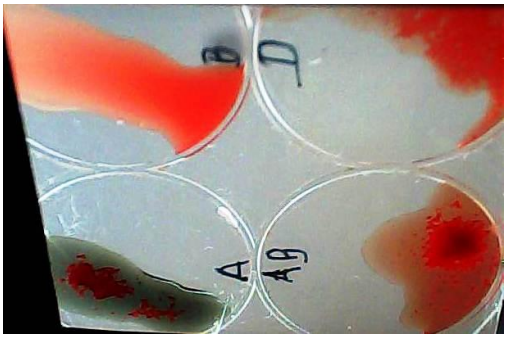


Figura 4.7: Sistema de Amostras Número Três – Teste 2 – A^+

Os resultados obtidos com os diferentes sistemas de amostras não são ainda os desejados. Contudo, o princípio de funcionamento do sistema foi testado com sucesso.

Quanto ao sistema de amostras número um, em poliestireno, este sistema podia ser utilizado no teste, desde que no processo de fabrico se efetuasse o tratamento hidrofílico e as zonas côncavas (local de inserção das amostras) fossem horizontais.

Os testes do protótipo foram efetuados com o sistema de amostras número três, no entanto, como não era possível efetuar o seu fabrico no Departamento de Engenharia de Polímeros, não possuindo esta placa as dimensões corretas, descritas na secção 3.5.1.2.

4.2. Análise de Resultados em Processamento de Imagem

O sistema mecatrónico desenvolvido neste trabalho foi testado, efetuando os procedimentos necessários para o teste. Os resultados obtidos foram enviados para o computador, através do *software* desenvolvido em *Labview*. De seguida, as imagens foram introduzidas num *software* [17], que através de técnicas de processamento de imagem deteta o grupo sanguíneo da amostra de sangue em estudo.

No *software* de processamento de imagem, a imagem resultante do teste é inserida no *software* e de seguida é utilizada a função *Quantify* que devolve valores de área, valor médio, desvio padrão e valor mínimo e máximo. De relembrar que como foi descrito na secção 3.5.3, a aglutinação de um resultado é determinada com base no valor de desvio padrão (superior ao valor 16).

De seguida, apresenta-se a análise em processamento de imagem dos testes relativa a todos os tipos sanguíneos existentes.

4.2.1. Teste ao Tipo Sanguíneo A

Na determinação do tipo A deve ocorrer aglutinação quando a amostra de sangue é misturada com o reagente anti-A, anti-AB e dependendo do tipo sanguíneo ser positivo ou negativo terá de aglutinar ou não no reagente anti-D, respetivamente.

4.2.1.1. Teste 1 - Tipo Sanguíneo A^+

A Figura 4.8 apresenta o resultado obtido com o *software* de processamento de imagem. Na Figura 4.9 encontram-se os dados devolvidos pela função *Quantify* em *Excel*.

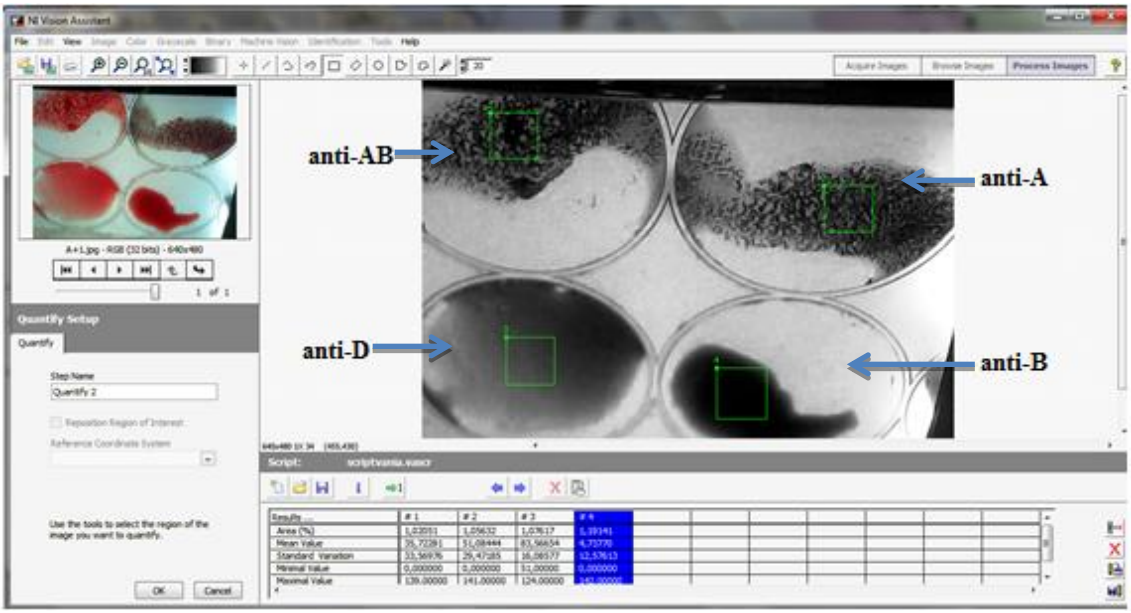
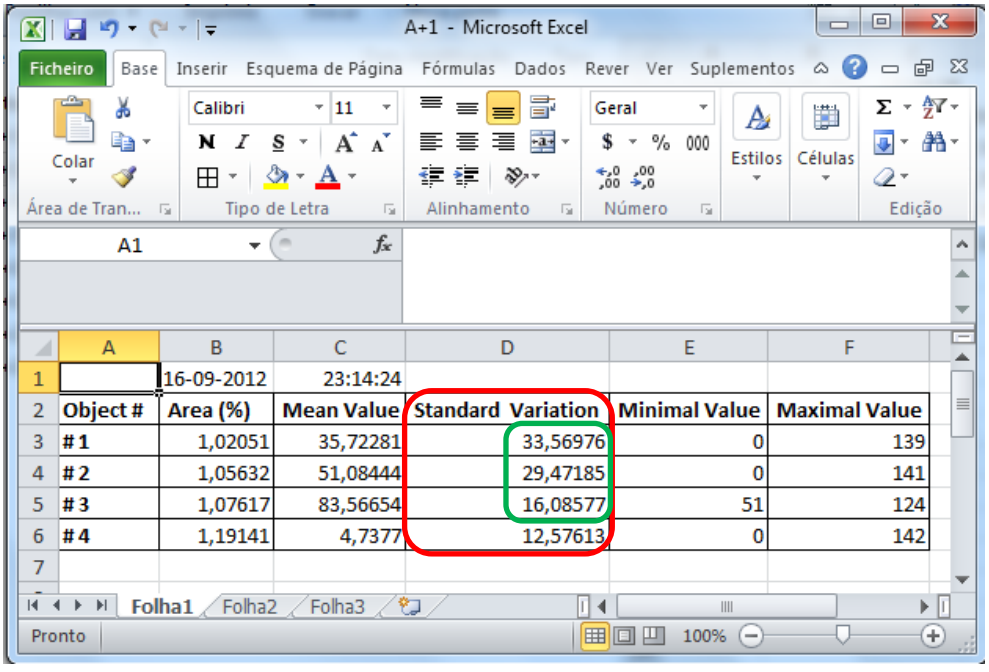


Figura 4.8: Resultados do Teste 1 de *Software* de Processamento de Imagem.



	A	B	C	D	E	F
1		16-09-2012	23:14:24			
2	Object #	Area (%)	Mean Value	Standard Variation	Minimal Value	Maximal Value
3	#1	1,02051	35,72281	33,56976	0	139
4	#2	1,05632	51,08444	29,47185	0	141
5	#3	1,07617	83,56654	16,08577	51	124
6	#4	1,19141	4,7377	12,57613	0	142
7						

Figura 4.9: Resultados do Teste 1 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* #*Object1*=anti-AB, #*Object2*=anti-A, #*Object3*=anti-D, #*Object4*=anti-B

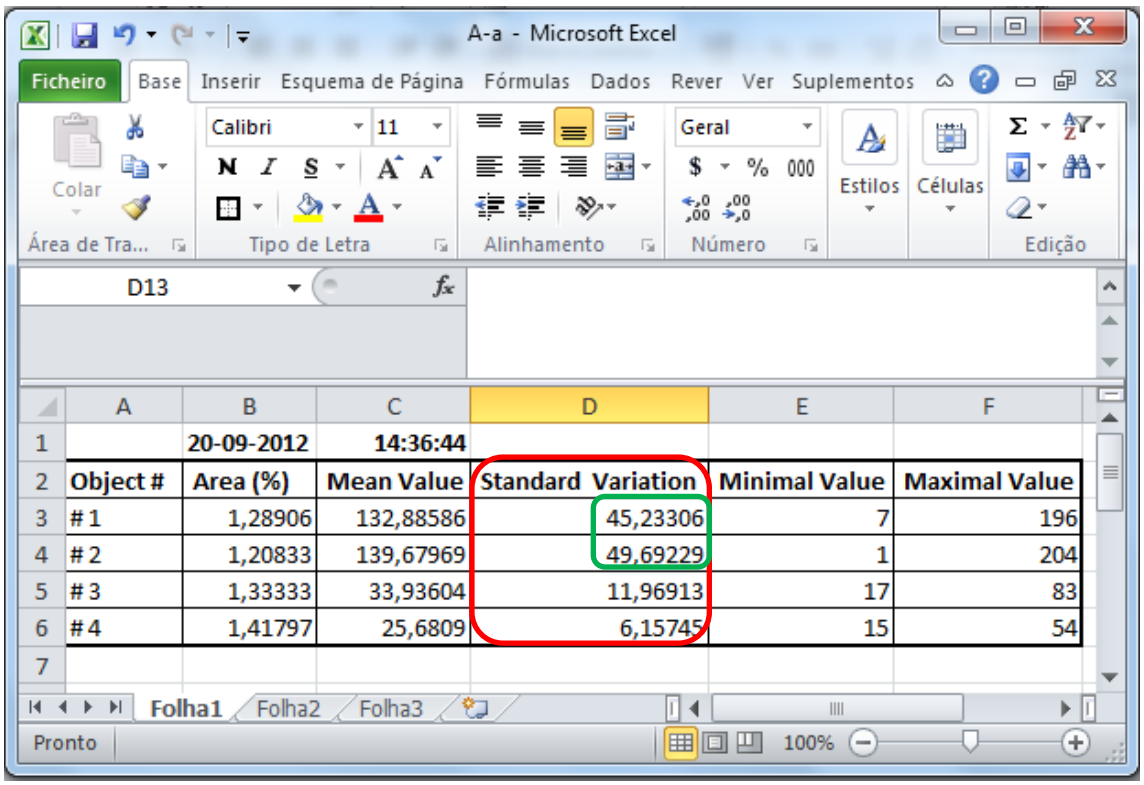
Na Figura 4.9, o *object1* corresponde à utilização do reagente anti-AB na amostra de sangue, o *object2* ao reagente anti-A, o *object3* ao reagente anti-D e por fim o *object4* ao reagente anti-B. Relativamente à coluna correspondente ao desvio padrão (assinalada a vermelho), constata-se que a amostra de sangue aglutina nas soluções onde o valor é maior que 16, valores nas amostras 1, 2 e 3 (assinaladas a verde), sendo menor na amostra 4 e assim sendo não aglutina.

Conclui-se assim que o tipo sanguíneo é A^+, uma vez que aglutinou nos resultados correspondentes à utilização do reagente anti-A, anti-AB e anti-D, não aglutinando no reagente anti-B.

4.2.1.2. Teste 2 - Tipo Sanguíneo A^-

A Figura 4.10 apresenta o resultado obtido com o *software* de análise de imagem. Na Figura 4.11 encontram-se os valores dos parâmetros devolvidos pela função *Quantify* em *Excel*.

Figura 4.10: Resultados do Teste 2 de *Software* de Processamento de Imagem.



	A	B	C	D	E	F
1		20-09-2012	14:36:44			
2	Object #	Area (%)	Mean Value	Standard Variation	Minimal Value	Maximal Value
3	# 1	1,28906	132,88586	45,23306	7	196
4	# 2	1,20833	139,67969	49,69229	1	204
5	# 3	1,33333	33,93604	11,96913	17	83
6	# 4	1,41797	25,6809	6,15745	15	54
7						

Figura 4.11: Resultados do Teste 2 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* *#Object1*=anti-AB, *#Object2*=anti-A, *#Object3*=anti-D, *#Object4*=anti-B

Na Figura 4.11, o *object1* corresponde ao resultado da mistura da amostra de sangue com o reagente anti-AB, o *object2* o reagente anti-A, o *object3* o reagente anti-D e por fim o *object4* à utilização do reagente anti-B. Relativamente à coluna correspondente ao desvio padrão (limitada a vermelho), visualiza-se que os valores correspondentes ao *object1* e 2 é superior a 16 (limitados a verde), sendo menor que 16 nos resultados 3 e 4.

Desta forma, determina-se que o tipo sanguíneo em estudo no Teste 2 é A^-, uma vez que os resultados aglutinam nos reagentes anti-A e anti-AB, não aglutinando nos restantes reagentes.

4.2.2. Teste ao Tipo Sanguíneo B

Na determinação do tipo B deve ocorrer aglutinação quando a amostra de sangue é misturada com o reagente anti-B, anti-AB e dependendo do tipo sanguíneo ser positivo ou negativo terá de aglutinar ou não no reagente anti-D, respetivamente.

4.2.2.1. Teste 3 - Tipo Sanguíneo B^+

A Figura 4.12 apresenta o resultado obtido com o *software* de análise de imagem. Na Figura 4.13 apresenta-se os valores dos parâmetros devolvidos pela função *Quantify* em *Excel*.

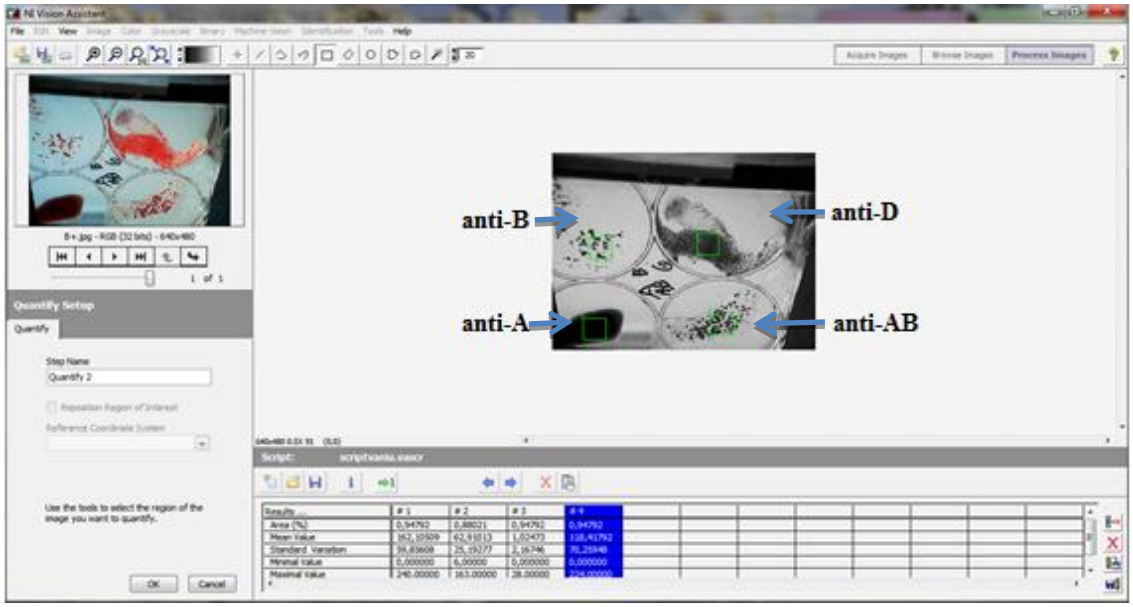
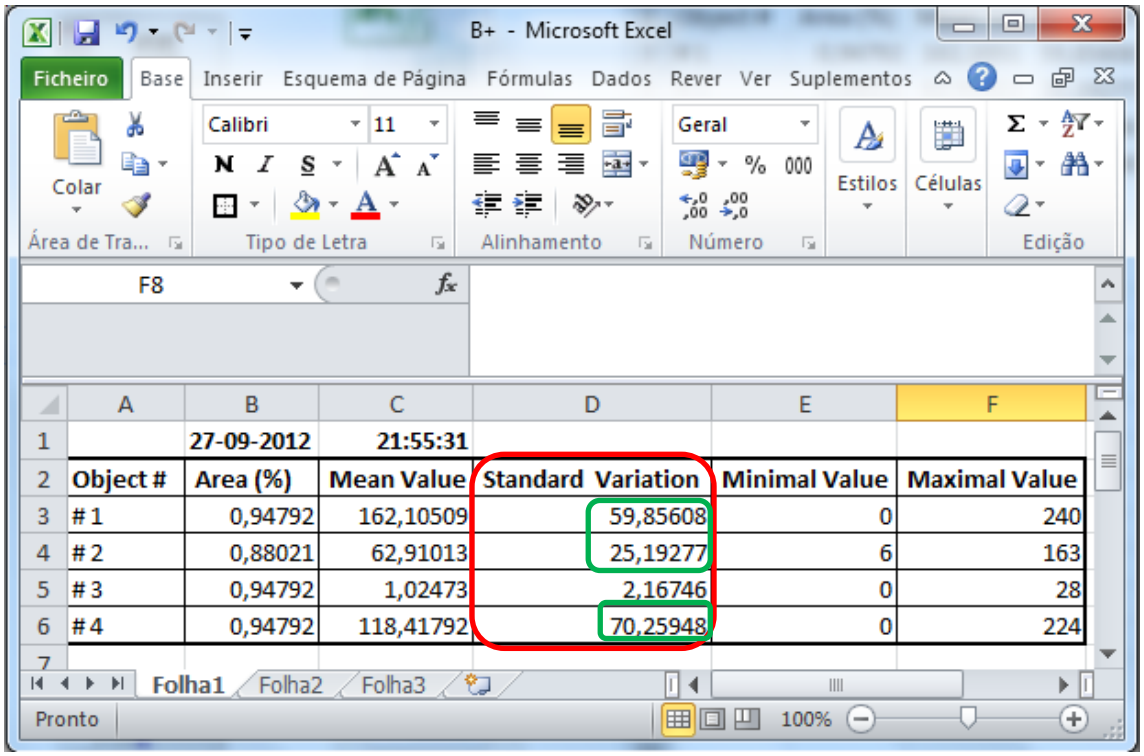


Figura 4.12: Resultados do Teste 3 de *Software* de Processamento de Imagem.



B+ - Microsoft Excel

	A	B	C	D	E	F
1		27-09-2012	21:55:31			
2	Object #	Area (%)	Mean Value	Standard Variation	Minimal Value	Maximal Value
3	# 1	0,94792	162,10509	59,85608	0	240
4	# 2	0,88021	62,91013	25,19277	6	163
5	# 3	0,94792	1,02473	2,16746	0	28
6	# 4	0,94792	118,41792	70,25948	0	224
7						

Figura 4.13: Resultados do Teste 3 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* *#Object1*=anti-B, *#Object2*=anti-D, *#Object3*=anti-A, *#Object4*=anti-AB

Na Figura 4.13, sabendo que o *object1* corresponde à utilização do reagente anti-B, o *object2* ao reagente anti-D, o *object3* ao reagente anti-A e por fim o *object4* ao reagente anti-AB. Na coluna correspondente ao desvio padrão (limitada a vermelho) consegue-se verificar que os resultados aglutinam no 1, 2 e 4, pois o valor de desvio padrão é maior que 16 (limitados a verde), e menor no resultado 3, mostrando que não aglutinou.

Determina-se assim que o tipo sanguíneo é B^+, uma vez que a amostra de sangue aglutina nos reagentes anti-B, anti-AB e anti-D, não aglutinando no reagente anti-A.

4.2.2.2. Teste 4 - Tipo Sanguíneo B$^-$

A Figura 4.14 apresenta o resultado obtido com o *software* de processamento de imagem. Na Figura 4.15 encontram-se os dados devolvidos pela função *Quantify* em *Excel*.

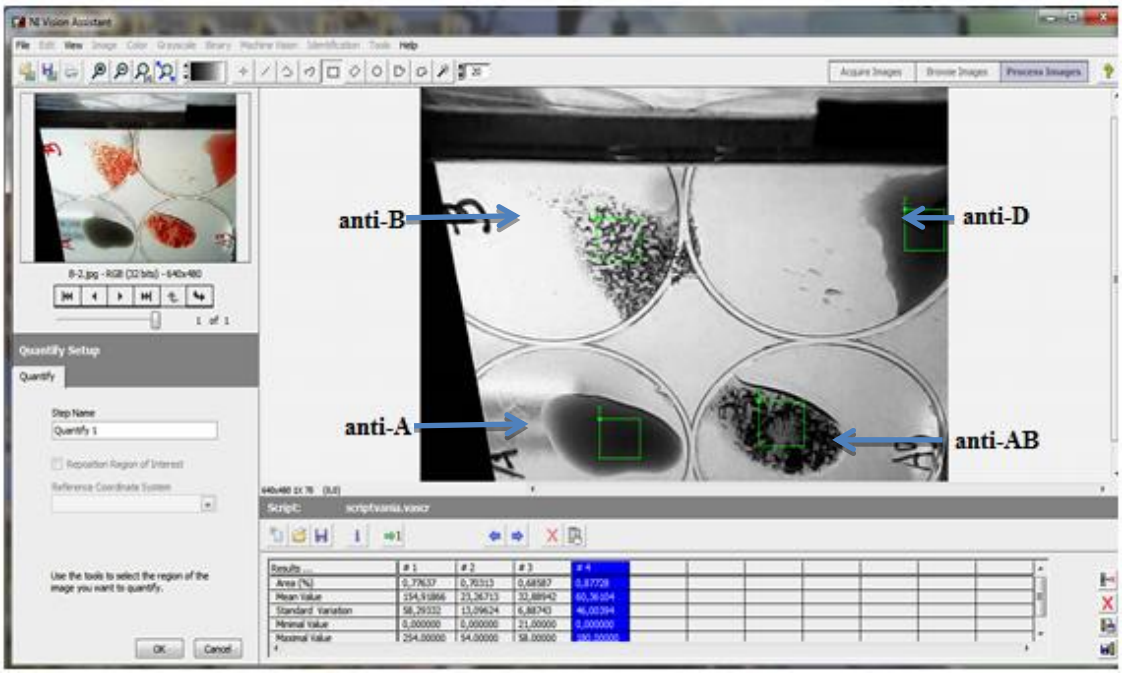
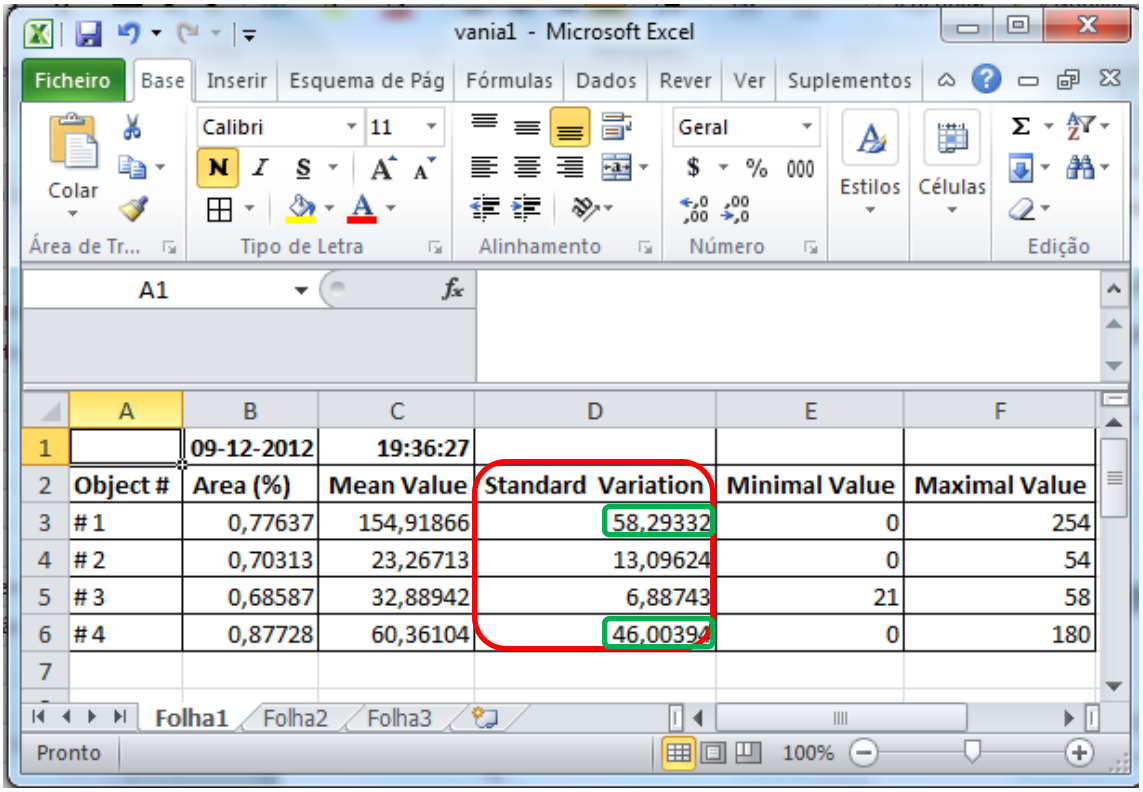


Figura 4.14: Resultados do Teste 4 de *Software* de Processamento de Imagem.



	A	B	C	D	E	F
1		09-12-2012	19:36:27			
2	Object #	Area (%)	Mean Value	Standard Variation	Minimal Value	Maximal Value
3	# 1	0,77637	154,91866	58,29332	0	254
4	# 2	0,70313	23,26713	13,09624	0	54
5	# 3	0,68587	32,88942	6,88743	21	58
6	# 4	0,87728	60,36104	46,00394	0	180
7						

Figura 4.15: Resultados do Teste 4 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel*
***#Object1*=anti-B, *#Object2*=anti-D, *#Object3*=anti-A, *#Object4*=anti-AB**

Na Figura 4.15, sabendo que o *object1* corresponde à utilização do reagente anti-B, o *object2* ao reagente anti-D, o *object3* ao reagente anti-A e o *object4* ao reagente anti-AB. Na

coluna correspondente ao desvio padrão (limitada a vermelho), pode-se visualizar que os resultados 1 e 4 são maiores que 16, mostrando que a amostra de sangue aglutinou (limitados a verde), e não aglutinou nos resultados 2 e 4, sendo o valor de desvio padrão menor que 16.

Conclui-se assim que a amostra de sangue é do tipo B^-, pois os resultados aglutinaram com os reagentes anti-B e anti-AB e não aglutinaram no anti-A e anti-D.

4.2.3. Teste ao Tipo Sanguíneo AB

Na determinação do tipo AB, sabe-se que deve ocorrer aglutinação quando a amostra de sangue é misturada com o reagente anti-A, anti-B, anti-AB e dependendo do tipo sanguíneo ser positivo ou negativo terá de aglutinar ou não no reagente anti-D, respetivamente.

4.2.3.1. Teste 5 - Tipo Sanguíneo AB^+

A Figura 4.16 apresenta a análise dos resultados no *software* de processamento de imagem. Na Figura 4.17 encontram-se os dados devolvidos pela função *Quantify* em *Excel*.

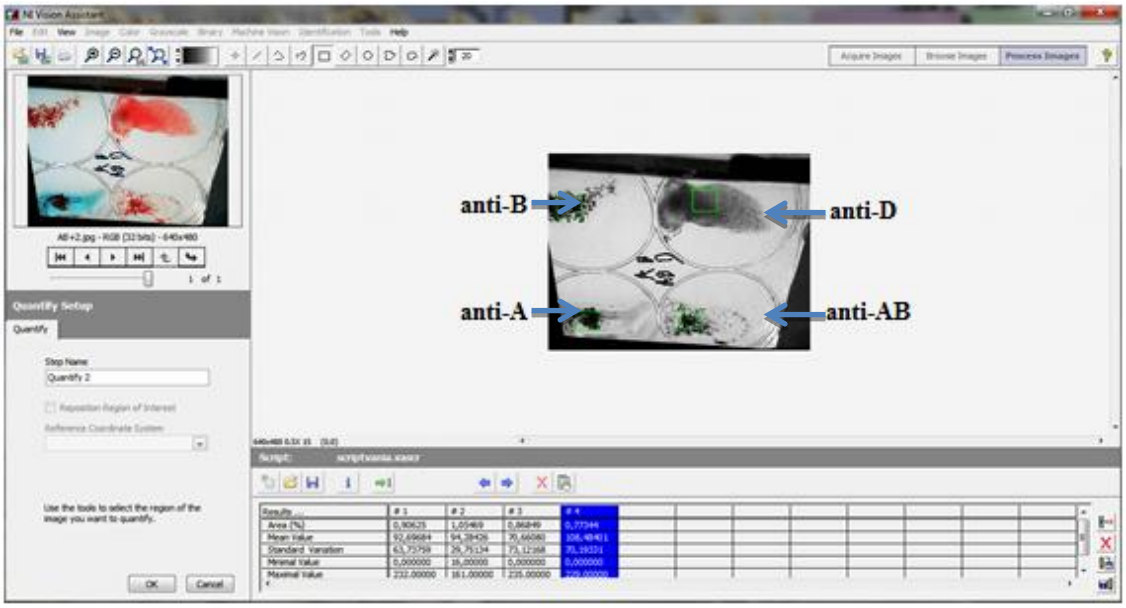
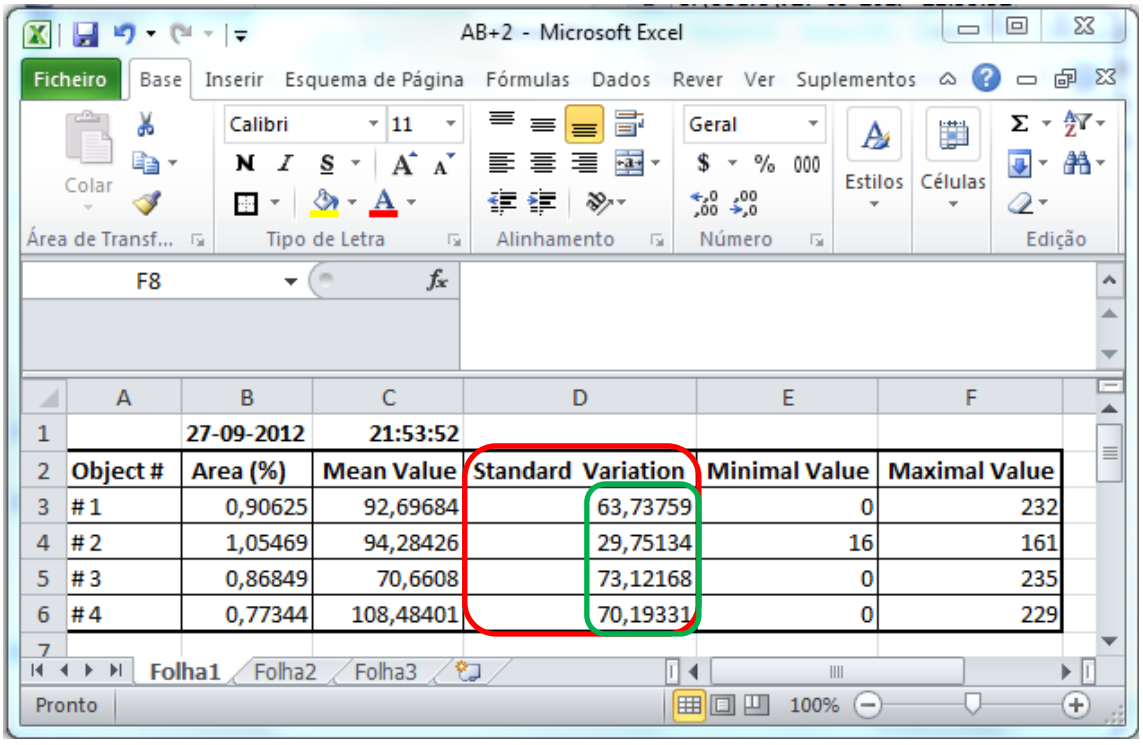


Figura 4.16: Resultados do Teste 6 de *Software* de Processamento de Imagem.



	A	B	C	D	E	F
1		27-09-2012	21:53:52			
2	Object #	Area (%)	Mean Value	Standard Variation	Minimal Value	Maximal Value
3	# 1	0,90625	92,69684	63,73759	0	232
4	# 2	1,05469	94,28426	29,75134	16	161
5	# 3	0,86849	70,6608	73,12168	0	235
6	# 4	0,77344	108,48401	70,19331	0	229

Figura 4.17: Resultados do Teste 6 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* #*Object1*=anti-B, #*Object2*=anti-D, #*Object3*=anti-A, #*Object4*=anti-AB

Na Figura 4.17, correspondendo o object1 à utilização do reagente anti-B, o *object2* ao reagente anti-D, o *object3* ao reagente anti-A e o *object4* ao reagente anti-AB. Relativamente à coluna correspondente ao desvio padrão dos resultados (limitada a vermelho), pode-se visualizar que os valores são maiores que 16 em todos os resultados, constatando-se que a amostra de sangue aglutina em todas as soluções.

Conclui-se assim que o tipo sanguíneo é AB^{+}, uma vez que a amostra de sangue aglutinou com os reagentes anti-A, anti-B, anti-AB e anti-D.

4.2.3.2. Teste 6 - Tipo Sanguíneo AB^{-}

A Figura 4.18 apresenta o resultado obtido com o *software* de processamento de imagem. Na Figura 4.19 encontram-se os dados devolvidos pela função *Quantify* em *Excel*.

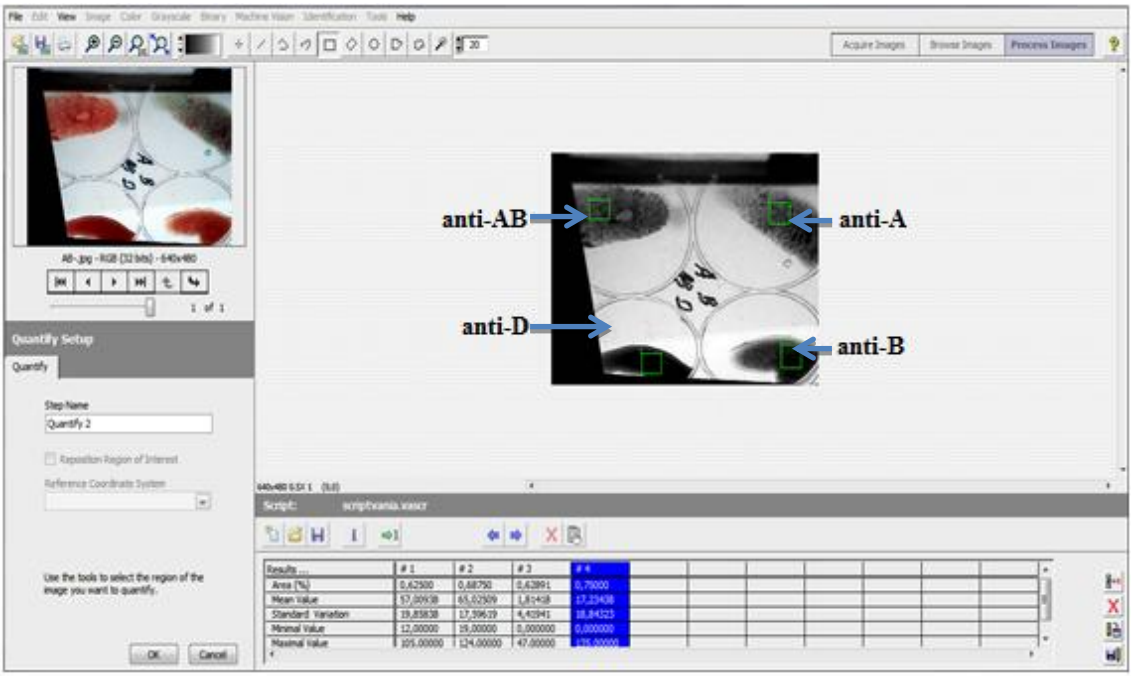
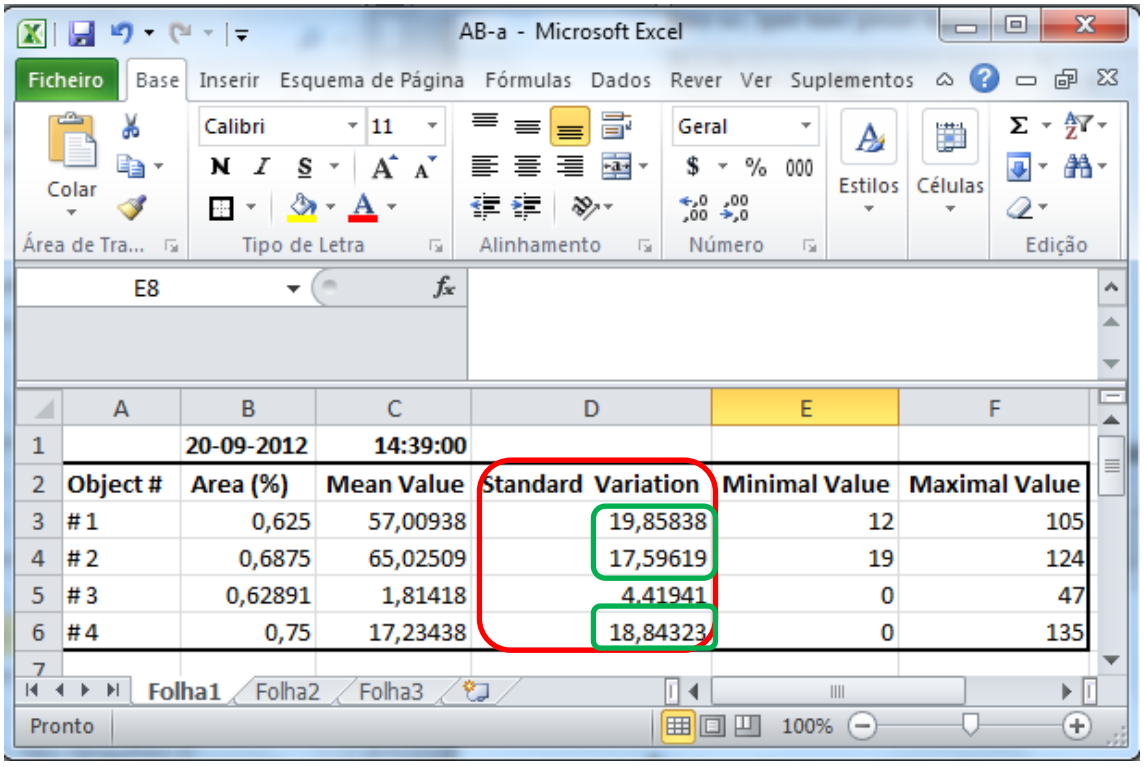


Figura 4.18: Resultados do Teste 6 de *Software* de Processamento de Imagem.



	A	B	C	D	E	F
1		20-09-2012	14:39:00			
2	Object #	Area (%)	Mean Value	Standard Variation	Minimal Value	Maximal Value
3	# 1	0,625	57,00938	19,85838	12	105
4	# 2	0,6875	65,02509	17,59619	19	124
5	# 3	0,62891	1,81418	4,41941	0	47
6	# 4	0,75	17,23438	18,84323	0	135

Figura 4.19: Resultados do Teste 6 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* *#Object1*=anti-AB, *#Object2*=anti-A, *#Object3*=anti-D, *#Object4*=anti-B

Na Figura 4.19, fazendo a correspondência do *object1* com a utilização do reagente anti-AB, o *object2* com o reagente anti-A, o *object3* com o reagente anti-D e o *object4* com o reagente anti-B. Na coluna de desvio padrão (limitada a vermelho), visualiza-se que os resultados aglutinam nos resultados 1, 2 e 4 (limitados a verde), com valores maiores que 16.

Conclui-se assim que o tipo sanguíneo da amostra de sangue é AB^-, pois aglutinou com todos os reagentes à exceção do anti-D.

4.2.4. Teste ao Tipo Sanguíneo O

Na determinação do tipo O, sabe-se que não deve ocorrer aglutinação quando a amostra de sangue é misturada com o reagente anti-A, anti-B, anti-AB e dependendo do tipo sanguíneo ser positivo ou negativo terá de aglutinar ou não no reagente anti-D, respetivamente.

4.2.4.1. Teste 7 - Tipo Sanguíneo O^+

A Figura 4.20 apresenta o resultado obtido com o *software* de processamento de imagem. Na Figura 4.21 encontram-se os dados devolvidos pela função *Quantify* em *Excel*.

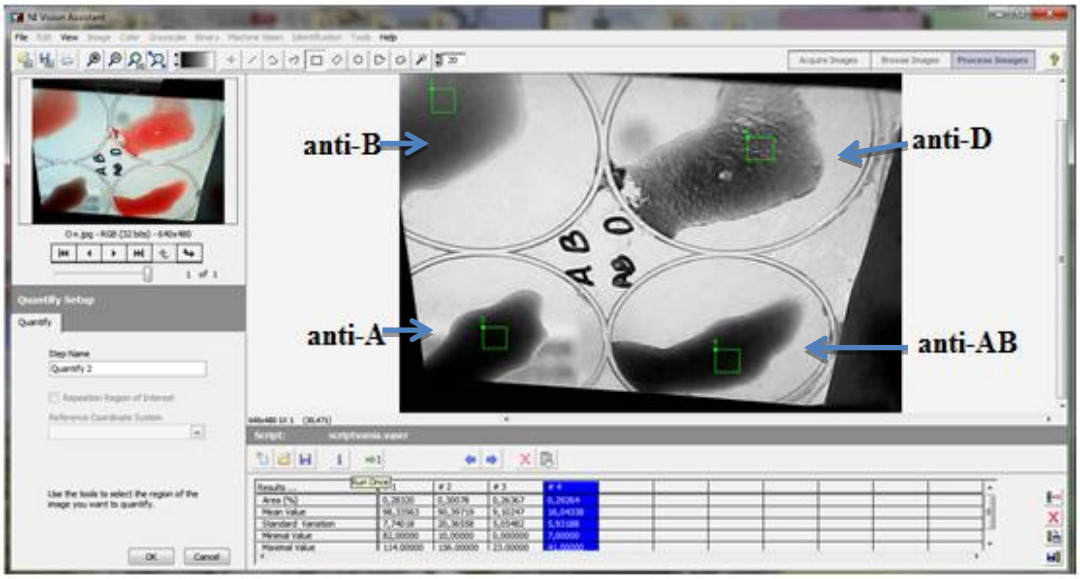
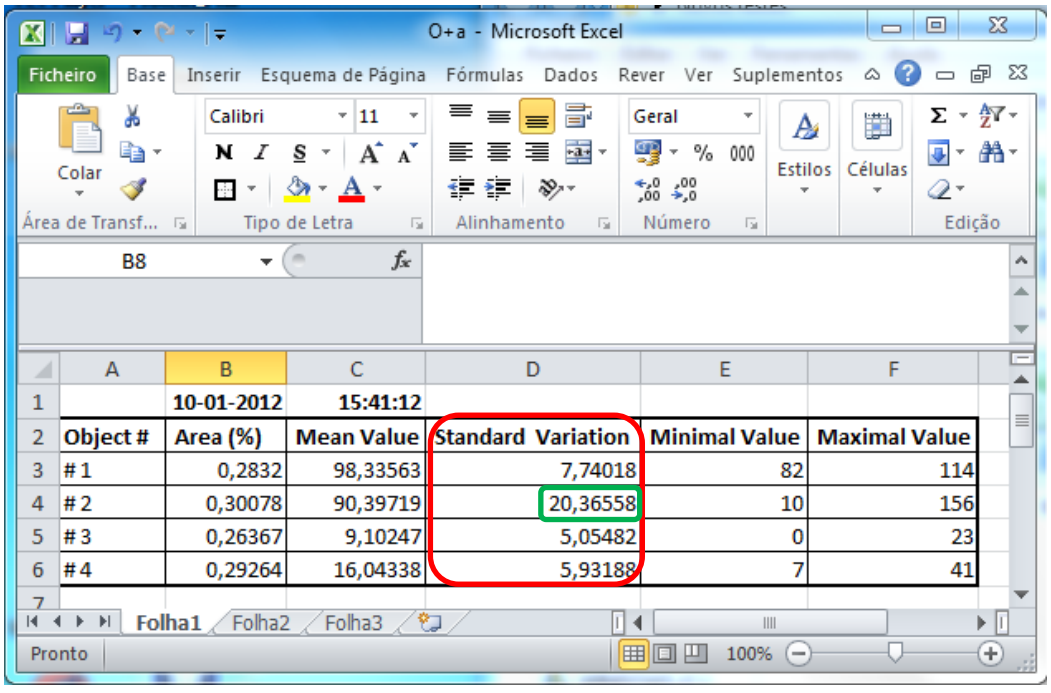


Figura 4.20: Resultados do Teste 7 de *Software* de Processamento de Imagem.



	A	B	C	D	E	F
1		10-01-2012	15:41:12			
2	Object #	Area (%)	Mean Value	Standard Variation	Minimal Value	Maximal Value
3	# 1	0,2832	98,33563	7,74018	82	114
4	# 2	0,30078	90,39719	20,36558	10	156
5	# 3	0,26367	9,10247	5,05482	0	23
6	# 4	0,29264	16,04338	5,93188	7	41

Figura 4.21: Resultados do Teste 7 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* #*Object1*=anti-B, #*Object2*=anti-D, #*Object3*=anti-A, #*Object4*=anti-AB

Na Figura 4.21, correspondendo o *object1* à utilização do reagente anti-B com a amostra de sangue em estudo, o *object2* ao reagente anti-D, o *object3* ao reagente anti-A e o *object4* ao reagente anti-AB, pode-se constatar que a solução aglutinou no resultado 2, tendo um valor de desvio padrão (limitado a vermelho) maior que 16 (limitado a verde).

Conclui-se que a amostra de sangue é O^+, uma vez que aglutinou apenas com o reagente anti-D, não aglutinando nos reagentes anti-A, anti-B e anti-AB.

4.2.4.2. Teste 8 - Tipo Sanguíneo O^-

A Figura 4.22 apresenta o resultado obtido com o *software* de processamento de imagem. Na Figura 4.23 encontram-se os dados devolvidos pela função *Quantify* em *Excel*.

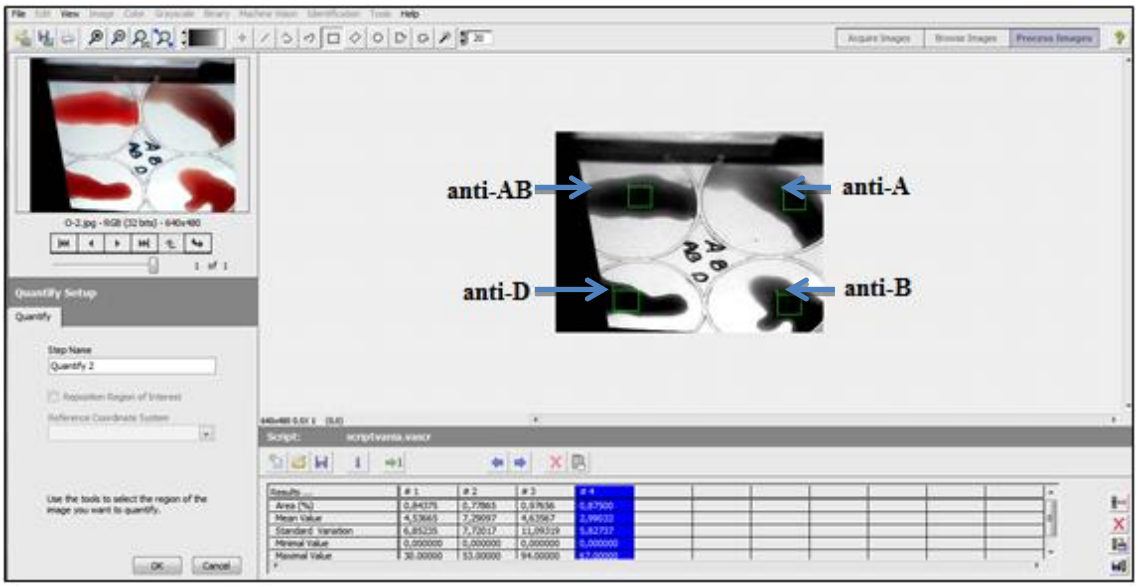
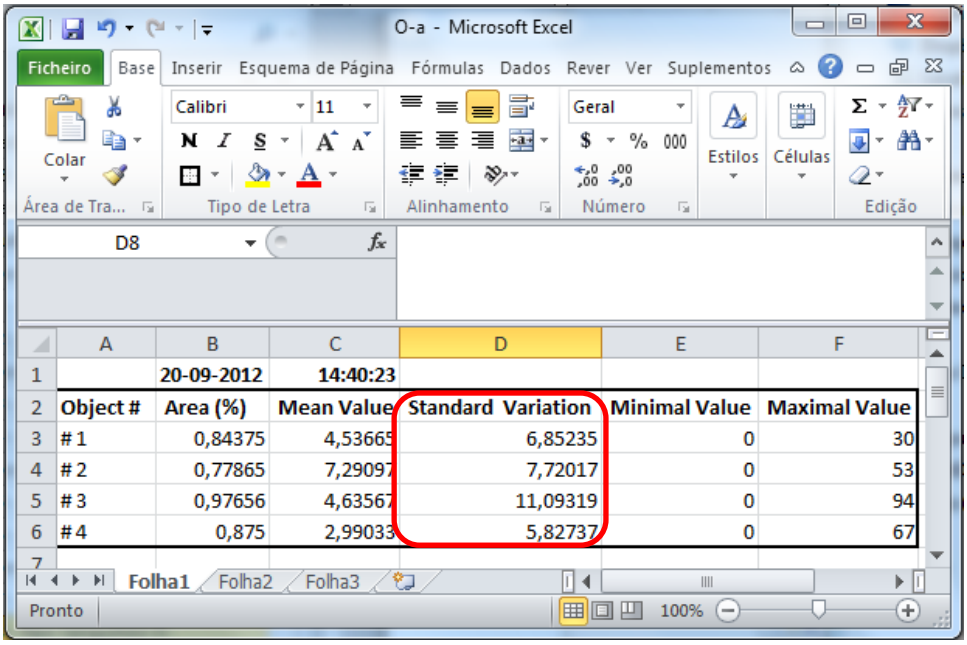


Figura 4.22: Resultados do Teste 8 de *Software* de Processamento de Imagem.



O-a - Microsoft Excel

	A	B	C	D	E	F
1		20-09-2012	14:40:23			
2	Object #	Area (%)	Mean Value	Standard Variation	Minimal Value	Maximal Value
3	#1	0,84375	4,53665	6,85235	0	30
4	#2	0,77865	7,29097	7,72017	0	53
5	#3	0,97656	4,63567	11,09319	0	94
6	#4	0,875	2,99033	5,82737	0	67

Figura 4.23: Resultados do Teste 8 de *Software* de Processamento de Imagem em *Excel* *#Object1*=anti-AB, *#Object2*=anti-A, *#Object3*=anti-D, *#Object4*=anti-B

Na Figura 4.23, correspondendo o *object1* à utilização do reagente anti-AB com a amostra de sangue, o *object2* ao reagente anti-A, o *object3* ao reagente anti-D e por fim o *object4* ao reagente anti-B. Nos valores da coluna correspondente ao desvio padrão (assinalada a vermelho), constata-se que a amostra de sangue não aglutina em nenhuma das soluções, onde o valor é sempre menor que 16.

Conclui-se assim que o tipo sanguíneo é O^-, uma vez que não aglutinou em nenhum dos resultados.

4.2.5. Análise dos Resultados

Os testes apresentados anteriormente, secção 4.2, baseados na análise das imagens capturadas pelo protótipo, consegue-se concluir que o *software* existente efetua a determinação de todos os tipos sanguíneos com sucesso.

Pode-se concluir que o equipamento conseguiu efetuar os procedimentos necessários para determinar, em laboratório, todos os tipos sanguíneos de todas as amostras catalogadas de sangue, obtendo uma taxa de sucesso de 100%.

5. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Atualmente, quando numa situação de emergência médica é necessário efetuar-se uma transfusão sanguínea a um paciente, administra-se o tipo sanguíneo dador universal (O^-), pois não é possível efetuar a determinação do tipo sanguíneo e posterior determinação de tipos sanguíneos compatíveis, em tempo útil. Desta forma, uma vez que não existe atualmente no mercado nenhum equipamento com a capacidade de determinar, nestas condições, o grupo sanguíneo dos pacientes e pelo facto do método manual envolver procedimentos que podem levar a erros humanos fatais ocorridos na interpretação dos resultados, torna-se necessário desenvolver um equipamento, capaz de determinar automaticamente o tipo sanguíneo de humanos em situações de emergência médica.

O objetivo deste trabalho consistiu no desenvolvimento de um sistema automático (de caráter mecatrónico), para determinação do tipo sanguíneo de humanos em situações de emergência médica, baseado no teste manual em lâmina (teste que devolve resultados em minutos, sendo o mais adequado para situações de emergência médica) recorrendo a técnicas de processamento de imagem. Com base em equipamentos para situações semelhantes, foram definidas várias características, que este equipamento deve possuir, nomeadamente: portabilidade, massa menor do que 5 kg; dimensões até: 300x228x410 mm e um tempo de resposta entre 2 a 3 minutos. Nesse sentido, foi especificado, projetado e construído um protótipo que cumpre todas essas características, ou seja: massa de 5 kg, dimensões de 270x200x200 mm e um tempo de resposta de aproximadamente 3 minutos. É constituído por dois sistemas: um sistema mecatrónico (composto por diferentes elementos mecânicos e eletrónicos) e um computador que monitoriza o teste e devolve qual o grupo sanguíneo da amostra de sangue em estudo, através de uma interface desenvolvida em *Labview*.

Inicialmente, o sistema mecânico foi modelado no *software* Autodesk Inventor Professional, tendo como referência os procedimentos provenientes do teste manual, do qual fazem parte quatro sistemas, nomeadamente a base, o sistema de aquisição de imagens, o sistema de amostras e a tampa.

A base possui na parte inferior um motor e uma came (acoplada ao veio do motor), um L de fixação do motor, uma dobradiça e duas molas que prendem ao sistema de aquisição de imagens imediatamente acima. Nesse sistema encontra-se a câmara e o espelho (que reflete à câmara a imagem horizontalmente acima, encurtando à altura do sistema total) e três pernos com ímanes na sua extremidade para que os orifícios que constituem o sistema de amostras possam encaixar neste apenas numa posição. O sistema de amostras é também constituído por quatro zonas de análise (onde a amostra de sangue com os quatro reagentes respetivos são colocados) e por uma placa, que tapa apenas a zona de amostra (eliminando possíveis

contaminações entre zonas). Por fim, a tampa possui três orifícios com ímanes para conseguir fixar-se ao sistema de aquisição de dados e completar o sistema total.

O teste inicia-se com a colocação da amostra de sangue com o respetivo reagente na zona de amostras. De seguida, depois do utilizador acionar o protótipo de forma correta, inicia-se o movimento do motor e respetiva came, para permitir a mistura de cada solução da zona de amostras. Por fim, a câmara adquire a imagem resultante da zona de amostras.

O computador executa a interface desenvolvida em *Labview*, que permite ao utilizador monitorizar o funcionamento do protótipo. Por fim, este sistema através de um *software* anteriormente desenvolvido, baseado em técnicas de processamento de imagem, determina o tipo sanguíneo da amostra de sangue.

Desenvolveu-se um Manual de Operações do Protótipo, com todos os passos intervenientes no teste de determinação do tipo sanguíneo, de forma a auxiliar o operador na realização do mesmo.

O protótipo foi testado em laboratório, com amostras de sangue catalogadas, cedidas pelo Instituto Português do Sangue e da Transplantação, conseguindo-se obter resultados positivos em todas as amostras de sangue utilizadas (incluindo todos os tipos sanguíneos).

Em suma, conclui-se que a determinação do tipo sanguíneo no protótipo desenvolvido é fiável, pois além do equipamento possuir os requisitos para a sua inserção em situações de emergência médica, provou-se que este utiliza métodos adequados para determinar corretamente o tipo sanguíneo de amostras de sangue humano.

O sistema mecânico de determinação do tipo sanguíneo requer algumas melhorias no que se refere aos materiais utilizados, nomeadamente no sistema de amostras e no invólucro do sistema de aquisição de imagens (secção 3.5.1.2). O sistema de amostras testado neste protótipo foi desenvolvido com material reaproveitado. Como melhoria, propõe-se um sistema similar ao descrito na secção 3.5.1.2., constituído por um polímero leve e com um acabamento hidrofílico. Relativamente ao material do invólucro do sistema de aquisição de imagens (alumínio), considera-se que o mais adequado será utilizar um material mais leve, assemelhando-se também a um polímero, pois permite tornar o sistema mais leve e de fácil manuseamento, com a consequente facilidade de provocar a desejada oscilação do sistema para a mistura do sangue com os reagentes.

Relativamente ao *software* que determina o tipo sanguíneo com base em técnicas de processamento de imagem, mesmo não sendo objetivo desta dissertação, deve ser desenvolvido de forma integrada no protótipo, para que o sistema retorne automaticamente, no final do teste, o tipo sanguíneo em estudo. O computador utilizado para efetuar a

monitorização do teste deve ser alterado por um equipamento embebido, que integre o protótipo, por exemplo o Liliput GK 7000 [56].

Os testes efetuados ao protótipo foram efetuados em ambiente de laboratório, com amostras de sangue previamente determinadas. Futuramente espera-se testar o sistema em ambiente clínico, nomeadamente em ambientes de emergência médica, centros de saúde, veículos médicos ou Hospitais.

Como trabalho e inovação científica futura, propõe-se que o equipamento de teste de determinação do tipo sanguíneo seja transformado num equipamento de microescala, assemelhando-se a equipamentos já existentes comercialmente (equipamentos de aquisição do ritmo cardíaco ou de medição de açúcar no sangue), e do qual se espera elevada procura do mercado.

REFERÊNCIAS

[1] B.A., J. Srewart, B.Sc., B. P. L. Moore, M.B., B.Ch., F.C.Path. D. Meade, "Automation in the Blood Transfusion Laboratory: II. ABO Grouping, Rh and Kell Typing, Antibody Screening, and VD Testing of Blood Donations in the Autoanalyzer," *Cover Story*, vol. 101, pp. 512-516, 1969.

[2] "Blood Policy and Technology," in *Office of Technology Assessments*, Washington, 1985, disponível em: http://www.fas.org/ota/reports/8505.pdf (consultado a 1 de Outubro de 2011).

[3] Technicon Autoanalyzer, disponível em: http://www.seal-analytical.com/Products/AutoAnalyzerII/tabid/108/Default.aspx (consultado a 1 de Outubro de 2011).

[4] P. Sturgeon, "Automation: its introduction to the field of blood group serology Immunohematology," *Journal of Blood Group Serology and Education*, vol. 17, no.4, 2001.

[5] Olympus, *Olympus PK7200*, disponível em: http://www.generalmanual.com/Healthcare/Olympus-PK7200-Automated-Microplate-System.htm (consultado a 1 de Outubro de 2011).

[6] Olympus, *Tango*, disponível em: http://www.olympusamerica.com/cpg_section/cpg_pressDetails.asp?pressNo=408 (consultado a 10 de Outubro de 2011).

[7] Immucor, *Galileo*, disponível em: http://immucor.com/site/ps_bb_automation_galileo.jsp (consultado a 10 de Janeiro de 2012).

[8] FDA, *Gov. Galileo*, disponível em: http://www.fda.gov/downloads/BiologicsBloodVaccines/BloodBloodProducts/ApprovedProducts/SubstantiallyEquivalent510kDeviceInformation/UCM078787.pdf (consultado a 11 de Janeiro de 2012).

[9] Immucor, *Galileo*, disponível em: http://securities.stanford.edu/1035/BLUD05_01/200622_r01c_0502276.pdf (consultado a 12 de Janeiro de 2012).

[10] Immucor, *Manual de Echo Galileo*, disponível em: http://www.galileoecho.com/docs/IMM_EchoBrochure_WEB.pdf consultado a 13 de Janeiro de 2012).

[11] Immucor, *Manual de NEO*, disponível em: http://www.immucor.com/en-us/Products/Pages/NEO.aspx (consultado a 14 de Janeiro de 2012).

[12] Biotechmedical, *WADiana*, disponível em: http://www.biotechmedical.com.my/html/blood_banking.html#wa (consultado a 15 de Janeiro de 2012).

[13] Martell, *WADiana*, disponível em:

http://martellrj.com.br/index.php/wadianar.html (consultado a 20 de Janeiro de 2012).

[14] Bio-Asia. *WADiana*, disponível em: http://www.bio-asia.com/static/prod_wadiana.html (consultado a 16 de Janeiro de 2012).

[15] Bio-Asia. *WADiana*, disponível em: http://www.bio-asia.com/static/prod_diana_instrument.html (consultado a 17 de Janeiro de 2012).

[16] D.Silva V.Moreira, "Determinação do Tipo Sanguíneo", Universidade do Minho, Guimarães, *Relatório Final de Projeto II*, 2010.

[17] A.Ferraz, "Caracterização de Amostras Sanguíneas Recorrendo a Técnicas de Processamento de Imagem", Universidade do Minho, Braga, *Tese de Mestrado*, 2011.

[18] P.L. Mollison, "Transfusión de Sangue en Medicine Clinica", 1987.

[19] G. W. Ewing, "Analytical Instrumentation Handbook" 2nd ed., Ed. New York: Marcel Dekker, pp.152.

[20] Paris-Hamelin A, Muller A, Matte C, Vaisman A M.Garreta, "Automation of a foculation test for syphilis on Groupamatic System".

[21] J. Gener, A. Muller, C. Matte, J. Moullec M. Garretta, "The Groupamatic System for Routine Immunohematology", *Transfusion*, vol. 15, no. 422-431, 1975.

[22] Interlab, *Genio S*, disponível em: http://www.interlab-srl.com/genio_s/genio_s.htm (consultado a 22 de Janeiro de 2012).

[23] Interlab, *Microgel*, disponível em: http://www.interlab-srl.com/microgel08/microgel.htm (consultado a 01 de Fevereiro de 2012).

[24] Interlab, *Interlab G26*, disponível em: http://www.interlab-srl.com/interlabg26/interlabg26.htm (consultado a 05 de Fevereiro de 2012).

[25] S.Santos, V.Moreira B.Alves, "Relatório Final de Formação Empresarial" Guimarães, *Relatório Final*, 2011.

[26] J.Page, *Sangue: O Rio da Vida*.: ediclube, 1994.

[27] Decio Oliveira Elias Maria Helena L. Souza, *Princípios de Hematologia e de Hemoterapia*, Rio de Janeiro: Centro de Estudos Alto Rio Perfusion Line, 2005.

[28] Isaac Asimov, *O Corpo Humano-Sua Estrutura e Funcionamento*, Nova Iorque – EUA, Hemus.

[29] Constuição do Sangue, disponível em: http://nobelprize.org/educational/medicine/landsteiner/readmore.html (consultado a 06 de Fevereiro de 2012).

[30] V.Moreira, F.Soares, A.Ferraz, V.Carvalho, J.Machado, "Design of a Mechatronic System for Human Blood Typing in Emergency Situations", ETFA 2012 , Carcóvia, Polónia, 2012.

[31] DiaMed-A Division of Bio-Raq, Diaclon Anti-A, Diaclon Anti-B, Diaclon Anti-AB.

[32] IJjar M. Fonseca, "Sensores, Transdutores e Detectores", São Judas.

[33] Jaime Fonseca, "Automação", Universidade do Minho, 2008.

[34] Motores CC, disponível em: http://www.sabereletronica.com.br/secoes/leitura/837 (consultado a 10 de Fevereiro de 2012).

[35] Vishay, Datasheet - TCST1000- Trasmissive Optical Sensor without Aperture, 1988.

[36] Interrutores Fim de curso, disponível em: http://www.indutec.ind.br/micro/index_micro.html (consultado a 10 de Abril de 2012).

[37] Victor Silva, "Tese de Mestrado Victor Silva," Guimarães, 2008, disponível em: http://intranet.dei.uminho.pt/gdmi/galeria/temas/pdf/26266.pdf (consultado a 30 de Julho de 2012).

[38] Motor CC, disponível em: http://mrbenbenzftc.en.made-in-china.com/product/ceWmqFMuCRVt/China-DC-Motor.html (consultado a 29 de Fevereiro de 2012).

[39] Motores CC, disponível em: http://intranet.dei.uminho.pt/gdmi/galeria/temas/pdf/26266.pdf (consultado a 1 de Março de 2012).

[40] Siemens, Motores de Corrente Contínua-Guia Prático, 2006, disponível em: http://www.joinville.ifsc.edu.br/~antoniobrito/Manutencao%20Mecanica/Manuten%C3%A7%C3%A3o%20de%20motores%20el%C3%A9tricos/MAN%20-%20CC.pdf (consultado a 1 de Março de 2012).

[41] Motor CC de Ímanes permanentes, disponível em: http://www.cst.com/Content/Applications/Article/Permanent-Magnet+DC+Machine+Simulation+using+CST+EM+STUDIO%E2%84%A2 (consultado a 2 de Março de 2012).

[42] Luís Fernando Patsko, *Tutorial de Montagem da Ponte H*, disponível em: http://www.maxwellbohr.com.br/downloads/robotica/mec1000_kdr5000/tutorial_eletronica_-_montagem_de_uma_ponte_h.pdf (consultado a 5 de Março de 2012).

[43] Arduino, disponível em: http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardDuemilanove (consultado a 10 de Março de 2012).

[44] Arduino duemilanove, disponível em:

http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardDuemilanove (consultado a 12 de Março de 2012).

[45] Autodesk, disponível em: http://students.autodesk.com/?nd=showcase_gallery&filter_id=30 (consultado a 12 de Março de 2012).

[46] Stramedical, disponível em: http://www.stramedical.com.br/index.php?cmd=produtos&id=2514 (consultado a 31 de Março de 2012).

[47] HCenter Produtos Hospitalares, disponível em: http://www.hcenterhospitalar.com.br/hospitalar_cardioversor_desfibrilador_isis.html (consultado a 2 de Setembro de 2012).

[48] SoroPet.Vet. (2012, Setembro) SoroPet.Vet, disponível em: http://www.soropet.com.br/campinas/detalhes.asp?categoria=21&subcategoria=36&id=668 (consultado a 5 de Setembro de 2012).

[49] Wuxi Forlong Medical Instruments Co., disponível em: http://portuguese.alibaba.com/product-gs/portable-biphase-defibrillator-8000d--598965139.html (consultado a 10 de Junho de 2012).

[50] Datasheet do Motor, Datasheet ZGB37RG, disponível em: http://www.dc-micro-motor.com/upload/editorfiles/2010.3.13_1.46.24_5485.pdf (consultado a 11 de Março de 2012).

[51] LTD Science & Technology CO., Datasheet da Bateria - Sealed Lead-Acid Battery, 12V, 7.2Ah, Designed in Taiwan, disponível em: http://www.jaycar.com.au/products_uploaded/SB2486.pdf (consultado a 30de Julho de 2012).

[52] ST Microelectronics, Datasheet LN298, 2000.

[53] Fairchild Semicondutor, Datasheet MC78XX/LM78XX/MC78XXA, 2001.

[55] Labview, disponível em: http://www.ni.com/labview/pt/ (consultado a 10 de Setembro de 2012).

[56] Liliput GK7000, disponível em: http://www.lilliputweb.net/index.php?Controller=User_Product&action=ShowProduct&product_id=107 (consultado a 5 de Setembro de 2012).

ANEXOS

ANEXO 1

EQUIPAMENTOS EXISTENTES NO MERCADO DE DETERMINAÇÃO DO TIPO SANGUÍNEO

ANEXO 2

EQUIPAMENTOS DE ANÁLISES SANGUÍNEAS

ANEXO 3

MÁQUINAS DE ANÁLISES SANGUÍNEAS

ANEXO 4

RESUMO DO RELATÓRIO FINAL DE FORMAÇÃO EMPRESARIAL

ANEXO 5

AUTOMATIC SYSTEM FOR BLOOD TYPE CLASSIFICATION USING IMAGE PROCESSING TECHNIQUES

ANEXO 6

AUTOMATIC SYSTEM OF HUMAN BLOOD TYPES DETERMINATION

ANEXO 7

DESIGN OF A MECHATRONIC SYSTEM FOR HUMAN BLOOD TYPING IN EMERGENCY SITUATIONS

ANEXO 8

DATASHEET DO MOTOR

ANEXO 9

DATASHEET DO LN298

ANEXO 10

DATASHEET LM7805

ANEXO 11

DATASHEET L293D

ANEXO 12

DATASHEET TCST1000

ANEXO 13

MANUAL DO UTILIZADOR DO PROTÓTIPO

ANEXO 14

CÓDIGO DESENVOLVIDO EM LABVIEW

ANEXO 15

PADS LOGIC E LAYOUT

ANEXO 1

A1. Equipamentos Existentes no Mercado de Determinação do Tipo Sanguíneo

A1.1. Groupamatic

Numa altura em que as doações de sangue eram feitas em grande escala, surgiu em 1978 no Centre National de Transfusion Laboratoires em Paris uma máquina designada por Groupamatic [A1.1,A1.2].

O sistema permite determinar de forma automática o tipo sanguíneo ABO e Rh, entre outros testes, tinha uma tecnologia robotizada em microplacas, com um funcionamento robusto, com velocidades elevadas e com processamento de dados [A1.1,A1.3,A1.4].

Este equipamento tinha a necessidade da presença de um técnico analista para introduzir no sistema a amostra anteriormente centrifugada. A leitura/interpretação de amostras era realizada automaticamente por fotometria (através da comparação da opacidade da área central e da periférica, ao redor da zona de aglutinação - processo de mistura da amostra de sangue com o reagente usado, formando uma nuvem de pontos macroscopicamente visível.) de forma automática [A1.5,A1.6].

Permitia testar até 340 amostras, com 12 reações diferentes simultaneamente em cada amostra [A1.5].

A1.2. AutoGrouper

Em sequência do equipamento anterior, em 1978 a TIC lança no mercado um novo sistema-Auto-Grouper [A1.1] com a mesma tecnologia das outras anteriormente lançadas (fluxo contínuo).

A Auto-Grouper além de efetuar os testes de determinação do sistema ABO e Rh de forma automática tinha implementado tecnologia de processamento de dados. Esse processamento era efetuado através de um laser que tinha por função ler o número/identificação das amostras e integrá-los na base de dados de resultados interpretados pelo equipamento [A1.1].

O principal inconveniente deste sistema incidiu no restrito espaço dedicado ao armazenamento para dados (para incluir as especificações do teste na base de dados) [A1.1]

A1.3. WADiana

Em relação ao custo deste equipamento, apenas há informação para a compra deste equipamento já usado com um valor de 19,750.00€, Figura A1.1 e Figura A1.2 [A1.7].

Figura A1.1: WADiana e Interface [A1.7]

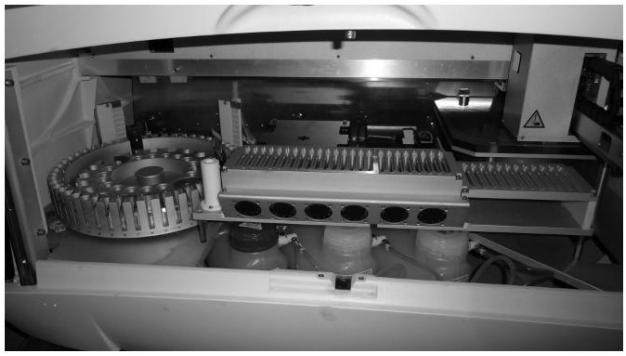


Figura A1.2: Interior de WADiana [A1.7]

Referências – Anexo 1

[A1.1] P. Sturgeon, "Automation: its introduction to the field of blood group serology Immunohematology," *Journal of Blood Group Serology and Education*, vol. 17, 2001.

[A1.2] P.L. Mollison, "Transfusión de Sangue en Medicine Clinica,".

[A1.3] Paris-Hamelin A, Muller A, Matte C, Vaisman A M.Garreta, "Automation of a foculation test for syphilis on Groupamatic System".

[A1.4] Paris-Hamelin A, Muller A, Matte C, Vaisman A M.Garreta, "Automation of a foculation test for syphilis on Groupamatic System".

[A1.5] J. Gener, A. Muller, C. Matte, J. Moullec M. Garretta, "The Groupamatic System for Routine Immunohematology," *Transfusion*, vol. 15, no. 422-431, 1975.

[A1.6] A.Ferraz, "Caracterização de Amostras Sanguíneas Recorrendo a Técnicas de Processamento de Imagem," Universidade do Minho, Braga, Tese de Mestrado 2011.

[A1.7] Ebay. WADiana, disponível em: http://www.ebay.co.uk/itm/Grifols-Wadiana-Compact-Vollautomat-fu-Blutgruppenlabor-/370353124385 (consultado a 05 de Julho de 2012)

ANEXO 2

A2. Equipamentos de Análises Sanguíneas

As análises sanguíneas e os equipamentos de teste são utilizados para identificar os diferentes componentes do sangue.

A2.1. Platelet Agitador

Platelet Agitor tem a função de agitar as plaquetas e destina-se a manter a suspensão uniforme das mesmas por todo o plasma sanguíneo, mantendo uma temperatura controlada entre 20 e 24°C [A2.1].

Apresenta-se, na Figura A2.1, um tipo de agitador de plaquetas.

Figura A2.1: Platelet Agitador [A2.1]

Os agitadores podem ser de dois tipos: agitador de mesa e rotativo.

A principal função destes componentes centra-se em armazenar concentrados de plaquetas, necessários nos bancos de sangue e Hospitais, de forma a garantir o armazenamento adequado das mesmas antes da ocorrência de transfusões [A2.1].

Algumas caraterísticas importantes, são referenciadas de seguida na Tabela A2.1:

- utilização de um microcontrolador para controlar a variação da temperatura interna dentro de ±0.5°C. O sistema de fluxo de ar permite que a temperatura seja uniforme.
- isolamento livre para garantir a estabilidade de temperatura e consumo reduzido de energia.
- alarme audiovisual quando a temperatura sai do limite programado.

Tabela A2.1: Caraterísticas do Platelet Agitador [A2.1]

Parâmetros	Valor
Volume [L]	125
Temperatura [ºC]	22
Exatidão [ºC]	±0.5
Oscilador [ciclos/minuto]	70±5
Capacidade [número de sacos]	36
Tensão de Entrada [V]	230/110 AC
Controlo de Temperatura	Microcontrolador

A2.2. Plasma Expressor

Plasma Expressor é um componente eletromecânico utilizado nos bancos de sangue de Hospitais e laboratórios de investigação para separar automaticamente o plasma do sangue [A2.2].

A separação convencional utiliza um processo mecânico simples, que necessita de intervenção de um operador para monitorizar o processo de forma contínua. De seguida, encontra-se um exemplo dispositivo com as caraterísticas apresentadas, Figura A2.2.

Figura A2.2: Plasma Expressor [A2.2]

Este componente utiliza um sensor ótico, que é ativo quando as primeiras células vermelhas são detetadas. Nesse momento, o sistema inicia a separação.

Algumas das suas caraterísticas são apresentadas na Tabela A2.2:

Tabela A2.2: Especificações de Plasma Expressor [A2.2]

Parâmetros	**Valor**
Tensão de Alimentação [V]	230/110 AC
Sensor	Infravermelho
Placa de pressão	Acrílico
Alarme	Audiovisual
Controlo	Automático
Tamanho (comprimento x largura x altura) [mm]	253x165x243

A2.3. Plasma Thawing Bath

Assim como os sistemas anteriores, o sistema seguinte também é utilizado nos bancos de sangue de Hospitais, em clínicas e laboratórios de investigação [A2.3].

Plasma Thawing Bath é utilizado para efetuar o descongelamento rápido de plasma a 37°C, sendo a temperatura controlada por um microcontrolador.

Na Figura A2.3, apresenta-se um exemplo da máquina descrita [A2.3].

Figura A2.3: Plasma Thawing Bath [A2.3]

As caraterísticas principais deste equipamento são (Tabela A2.3):

- alarme audiovisual (acionado quando a temperatura sai dos limites programados);
- bomba interna para maior precisão, mantendo a temperatura uniforme em todo o líquido;

- cantos arredondados para melhor circulação e uniformização da água;
- isolamento em espuma, uma vez que melhora a estabilidade de temperatura e eficiência energética;
- boa calibração e validação.

Tabela A2.3: Caraterísticas da Plasma Thawing Bath [A2.3]

Parâmetros	Valor
Capacidade [número de sacos]	15
Volume [L]	20
Temperatura [ºC]	37/4.0
Exatidão [ºC]	±0.2
Tensão de alimentação [V]	230/220 AC
Fluidos apropriados	Água destilada

A2.4. Cryoprecipitate Bath

Assim como o Plasma Thawing Bath, o Cryoprecipitate Bath é um equipamento essencial para os bancos de sangue e centros de transfusão. A sua principal função centra-se no descongelamento do plasma de forma segura. Este equipamento possui um microcontrolador que controla a temperatura, possui também alarmes audiovisuais que são acionados quando os valores de temperatura não se encontram nos valores normais. Fisicamente, consiste numa bandeja de acrílico, onde as amostras de plasma são inseridas, Figura A2.4 [A2.4].

Figura A2.4: Cryoprecipitate Bath [A2.4]

Apresenta-se de seguida algumas características salientadas na Tabela A2.4 deste equipamento:

- interface *RS-485* para redes múltiplas;
- envia mensagem de alerta, no caso de falha do sistema;
- uso de microcontrolador.

Tabela A2.4: Características Cryoprecipitate Bath [A2.4]

Modelo 9406 Cryoprecipitable Bath – Especificações	
Parâmetros	**Valor**
Temperatura [ºC]	Até 4
Temperatura de Estabilização [ºC]	±0.1
Volume [L]	52.24
Fluidos Apropriados	Água destilada
Dimensões (comprimento x largura x altura) [cm]	93.03x36.8x70.2
Massa [kg]	92.99
Tensão de Alimentação [V]	108 – 132V, 60Hz (modelo Cat. No. 6260B1CRY10C) ou 198 – 264V, 50Hz (modelo Cat. No. 6250B2CRY30E)

A2.5. Comparação dos Equipamentos de Análises Sanguíneas

Apresentaram-se neste Anexo vários equipamentos necessários para a realização de análises sanguíneas. Na Tabela A2.5, são apresentadas as suas características principais.

Deve salientar-se que estes equipamentos apresentam diferentes características e diferentes funções. No entanto, devido ao objetivo desta pesquisa não estar diretamente relacionado com o objetivo do equipamento mas sim ao seu funcionamento (para se poder tirar partido dessas ideias para o novo produto), toma-se então em consideração tal comparação. De notar que o sistema Plasma Expressor, não está contemplado nesta tabela devido a não reunir informações necessárias a ser comparado com os outros equipamentos.

Tabela A2.5: Comparação dos Equipamentos Representados Anteriormente [A2.1-A2.4]

Equipamento	**Volume [L]**	**Tensão Alimentação [V]**	**Capacidade [número de sacos]**	**Temperatura [ºC]**	**Exatidão [ºC]**
Platelet Agitador	125	230/110	36	22ºC	±0.5ºC
Plasma Thawing Bath	20	230/110	15	37ºC/4.0ºC	±0.2ºC
Cryoprecipitable Bath	52.24	108-332 198-264	_____	Até 4ºC	±0.1ºC

Referências – Anexo 2

[A2.1] Bioassetequipment, disponível em:
http://www.bioassetequipment.com/platelet-agitator.html (consultado a 10 de Outubro de 2011)

[A2.2] Skylainstruments, disponível em:
http://www.skylabinstruments.com/plasma-expressor.htm (consultado a 10 de Outubro de 2011)

[A2.3] Skylaisntrument, disponível em:
http://www.skylabinstrument.net/plasma_thawing_bath.htm (consultado a 10 de Outubro de 2011)

[A2.4] Polyscience, disponível em:
http://www.polyscience.com/lab/cryobath.html (consultado a 10 de Outubro de 2011)

ANEXO 3

A3. Máquinas de Análises Sanguíneas

A3.1. Microgel

Microgel é um sistema totalmente automatizado e concebido pela empresa Interlab, que atua de uma forma automática em todas as fases do processo químico da eletroforese de várias proteínas.

Este sistema, Figura A3.1, possui a capacidade de operar em modo contínuo e com um rendimento muito elevado, podendo realizar até 150 testes por hora [A3.1].

Figura A3.1: Microgel [A3.1].

Esta máquina não requer a intervenção de um operador, pois consegue mover os seus componentes e reagentes de uma forma totalmente automática, com a ajuda de um braço robotizado representado na Figura A3.2.

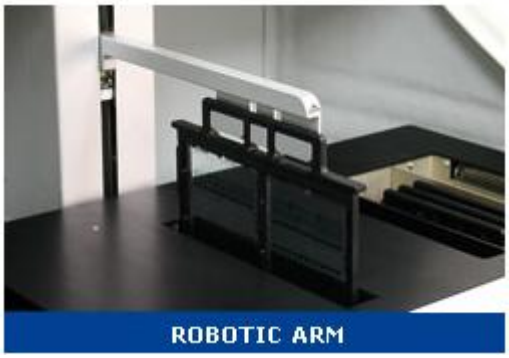


Figura A3.2: Braço Robotizado [A3.1].

Os produtores deste sistema adotaram uma estratégia modular, ou seja, o sistema é constituído por vários subsistemas e cada um é tratado para o projetista de forma independente, no entanto todos pertencem ao sistema principal. Esta estratégia foi seguida para facilitar a sua projeção, não havendo assim perturbações no desempenho da máquina [A3.1].

Este sistema permite ajustar-se a vários tipos de testes, por ter a faculdade de usar simultaneamente vários reagentes em cada ciclo, sendo assim um mecanismo de aplicação ajustável e flexível.

Tem também a vantagem de lavar as lâminas no final de cada ciclo, de modo a poder usá-las numa próxima utilização.

Outro local da máquina designa-se por câmara de migração, Figura A3.3. Neste local são colocadas as esponjas correspondentes a cada tipo de reagente. Este módulo

está equipado com um sistema de controlo de temperatura, que mantém o reagente a uma temperatura constante durante esta fase [A3.1].

Figura A3.3: Câmara de Migração [A3.1].

A3.2. Interlab G26

Outro sistema automatizado, e também da mesma empresa é o Interlab G26 representado na Figura A3.4. Permite o processamento rápido e flexível de todos os ensaios clínicos de eletroforese de forma padronizada [A3.2].

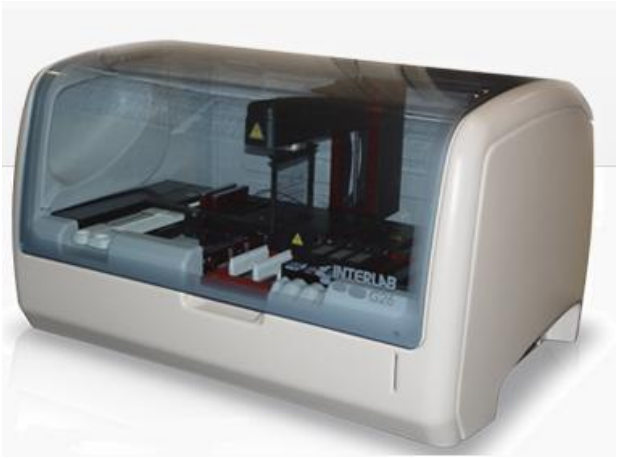


Figura A3.4: Interlab-G 26 [A3.2].

As amostras são preparadas manualmente e colocadas na máquina, no primeiro local do processo, Figura A3.5. O aplicador tem também a faculdade de lavar as lâminas automaticamente no final do processo.

As aplicações são controladas pela cabeça magnética localizada no braço mecânico, Figura A3.6, que permite um deslocamento muito preciso para todos os locais da máquina.

O tempo, posicionamento e número de aplicações podem ser variados, permitindo assim uma maior flexibilidade nas opções da máquina, e efetuar vários testes com o mesmo tipo de amostra.

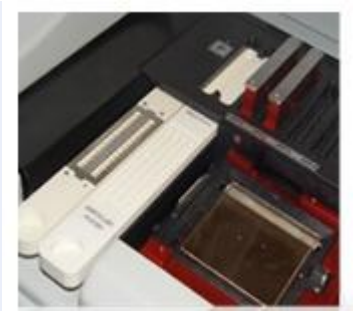


Figura A3.5: Zona de Colocação de Amostras [A3.2].

Figura A3.6: Braço Mecânico [A3.2].

A cabeça magnética localizada no braço mecânico, Figura A3.6, controla o movimento automático de todos os vários tipos de gel que são automaticamente transferidos para os diferentes locais de aplicação (áreas de migração e tratamento da câmara).

Este sistema transfere também os dados automaticamente da eletroforese individual e dos gráficos resultantes para o computador.

O braço mecânico é capaz de gerir simultaneamente duas amostras de ensaios diferentes, garantindo rapidez e flexibilidade.

Por fim, a câmara de migração é constituída por equipamentos de controlo de temperatura combinada com alta tensão, Figura A3.7 [A3.2].

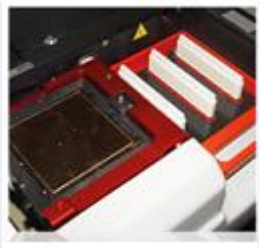


Figura A3.7: Câmara de Migração [A3.2].

Referências – Anexo 3

[A3.1] Microgel, disponível em:
http://www.interlab-srl.com/microgel08/microgel.htm (consultado a 01 de Fevereiro de 2012)

[A3.2] Interlab G26, disponível em:
http://www.interlab-srl.com/interlabg26/interlabg26.htm (consultado a 05 de Fevereiro de 2012)

ANEXO 4

A4. Resumo do Relatório Final de Formação Empresarial

Neste anexo é descrito o resumo de um trabalho efetuado na unidade curricular Formação Empresarial do curso de MIEEIC que tem por objetivo a criação de um plano de negócios.

Este projeto mostra-se interessante para esta dissertação, no sentido em que o produto mecatrónico de determinação do tipo sanguíneo desenvolvido é classificado sob o ponto de vista empresarial.

Desta forma, apresentam-se apenas as duas fases iniciais da elaboração do plano de negócios. Este projeto iniciou-se com a fase de ideação, onde é necessário recorrer a uma tecnologia T-P-M (Tecnologia-Produto-Mercado), seleciona-se uma tecnologia a abordar e escolhem-se os possíveis produtos a incorporar no plano de negócios, para efetuar a rentabilidade do produto selecionado proveniente da tecnologia comum. Por fim, através da análise preliminar do mercado e da comparação de critérios de todos os produtos, mostra-se qual o produto a implementar no mercado [A4.1].

A4.1. Fase de Ideação

Esta fase tem como objetivo a definição do fio condutor do plano de negócios, ou seja, consiste na seleção da tecnologia a implementar no plano de negócios.

Nesse sentido, a tecnologia selecionada centra-se na biotecnologia em conjunto com técnicas de processamento de imagem. Esta escolha leva a que todas as ideias de produto que poderão surgir estejam relacionadas com a tecnologia escolhida.

Na fase inicial, de forma a organizar a informação, é utilizada uma tabela T-P-M, que relaciona a tecnologia com as ideias de produtos inerentes a esta e por fim aos mercados onde os produtos podem ser integrados [A4.1].

Na Tabela A4.1, está ilustrada a tabela relativa à T-P-M Inicial do Projeto desenvolvido.

Tabela A4.1: Tecnologia-Produto-Mercado Inicial [A4.1]

Tecnologia	Produtos	Mercados
Descrição da Tecnologia Uso de técnicas de Processamento de imagem em complemento de produtos ligados a Biotecnologia. **Capacidades** Aplicação de técnicas de processamento de imagem para detecção de características com base em padrões. A imagem é capturada e o algoritmo de captura de imagem, perante os vários sistemas conhecidos, detecta alguns tipos de características ou anomalias. Ter a capacidade de poder exportar a tecnologia. **Unicidade** • Retirar postos de trabalho onde se fazem trabalhos monótonos de observação. • Diminuição de erros visuais. • Custos mais reduzidos. • Avanço tecnológico. • Ajuda na tecnologia do País devido a exportações.	**Ideia de Produto** Equipamento que através de técnicas de processamento de imagem de satélite determina o índice de vegetação.	**Mercado**: Análise Territorial **Necessidades**: Exploração de zonas para evitar danificação de áreas protegidas.
		Mercado: Agricultura **Necessidades**: Método com a capacidade de medir a taxa de vegetação em todos os territórios. Através de técnicas de processamento de imagem de satélite permite homogeneizar a distribuição da plantação em todas as zonas.
	Ideia de Produto Equipamento que através de técnicas de processamento de imagem determina a meteorologia (agrometeorologia).	**Mercado**: Meteorologia **Necessidades**: Estudo da Atmosfera Terrestre: • Monitorização de Processos; • Planeamento de Plantações ou Colheitas; • Sistemas de rega automática; • Informação prestada ao utilizador com brevidade; • Acesso rápido e fácil.
		Mercado: Agricultura **Necessidades**: Método com a capacidade de medir a taxa de vegetação em todos os territórios. Através de técnicas de processamento de imagem de satélite permite homogeneizar a distribuição da plantação em todas as zonas.
	Ideia de Produto Microscópio Electrónico que através de técnicas de processamento de imagem detecta as características das células.	**Mercado**: Biologia **Necessidades**: Redução de tempo perdido de modo a não haverem erros de visualização/detecção.
	Ideia de Produto Equipamento que através de técnicas de processamento de imagem detecta de uma forma automática o tipo sanguíneo de humanos em situações de emergência.	**Mercado**: Área da Saúde (Hospitais, Centros de Saúde, Veículos de Urgência Médica). **Necessidades**: Menor tempo possível para efectuar decisões. Diminuição de escoamento de *stock* de tipo sanguíneo Universal (0-).

Por análise da Tabela A4.1, consegue-se verificar que para a tecnologia em questão, foram tidas em conta quatro ideias de produto distintas e, por conseguinte vários mercados onde poderão fazer parte essas ideias de produto.

De realçar que a ideia de produto desta tese, o desenvolvimento de um sistema mecatrónico capaz de efetuar a determinação do tipo sanguíneo em situações de emergência, o principal mercado incide na área da saúde, nomeadamente Hospitais, Centros de Saúde e Veículos de Urgência Médica.

A partir da T.P.M. Inicial, foi efetuado um estudo mais exaustivo de cada ideia de produto. Para tal, foi necessário estabelecer quais os atributos de cada ideia de produto e também pormenorizar os seus mercados, segmentos de mercado, público-alvo, etc. Assim surge na Tabela A4.2 todas as mudanças relativas à T.P.M. Inicial e finaliza-se a Fase de Ideação [A4.1].

Tabela A4.2: Tecnologia-Produto-Mercado Sumária [A4.1]

Tecnologia	Produtos	Mercados
Descrição da Tecnologia Uso de técnicas de Processamento de imagem em complemento de produtos ligados a Biotecnologia.	**Ideia de Produto** Equipamento que através de técnicas de processamento de imagem de satélite determina o índice de vegetação.	**Mercado**: Análise Territorial **Segmento:** Geologia; Protecção Ambiental; Indústria Florestal; Cartografia; Urbanização; Agricultura. **Público-Alvo:** Empresas dentro do controlo e protecção ambiental, organizações de conservação e preservação da natureza e empresas de exploração florestal. Empresas de cartografia, câmaras municipais, indústria militar, indústria marítima e empresas de ornamentação e regionalização do território. Produtores agrícolas, quintas e herdades. **Necessidades:** Rapidez na obtenção da composição e estrutura duma determinada superfície. Permite ainda a detecção de minerais, óleos e outros recursos naturais. Determinação do tipo de cobertura e área florestal. Informação obtida permite a realização de cartas cartográficas e revela aspectos importantes a ter em conta para a tomada de decisões no planeamento urbano. Determina o tipo de plantação presente nas áreas agrícolas.
	Atributos de Produto Design; Fiabilidade; Fácil Manutenção; Baixo Consumo; Fácil utilização; Peso; Portabilidade; Rapidez; Automatização; Preço; Base de Dados.	**Mercado**: Agricultura **Segmento:** Cultivo de Cereias; Cultivo de Leguminosas; Cultivo de Vegetais. **Público-Alvo:** Produtores Agrícolas, Quintas e Herdades. **Necessidades**: A informação obtida permite destacar áreas com menor indicie de vegetação, identificar mudanças fenológicas, monitorizar as plantações, estimar as áreas das colheitas e calcular o rendimento da colheita com maior precisão.
Capacidades Aplicação de técnicas de processamento de imagem para detecção de características com base em padrões.		**Mercado**: Meteorologia **Segmento:** Agricultura; Meios de Comunicação; Internet; Aplicações de Telemóvel. **Público-Alvo:** Produtores Agrícolas, Quintas e Herdades; Estações televisivas, rádios,

Tabela A4.2 (cont.): Tecnologia-Produto-Mercado Sumária [A4.1]

A imagem é capturada e o algoritmo de captura de imagem, perante os vários sistemas conhecidos, detecta alguns tipos de características ou anomalias. Ter a capacidade de poder exportar a tecnologia.	**Ideia de Produto** Equipamento que através de técnicas de processamento de imagem determina a meteorologia (agrometeorologia). **Atributos de Produto** Design; Fiabilidade; Fácil Manutenção; Baixo Consumo; Fácil utilização; Peso; Portabilidade; Rapidez; Automatização; Preço; Base de Dados	jornais, revistas, publicações com edição online, motores de busca, sites generalistas, operadores e fabricantes de telemóveis e empresas ligadas à Informática. **Necessidades**: Mostra informação que permite planeamento das plantações e das colheitas e de outras actividades dependentes do clima como por exemplo a rega; Permite o acesso rápido e fácil à informação de modo a ser disponibilizada ao consumidor.
		Mercado: Agricultura **Segmento:** Cultivo de Cereias; Cultivo de Leguminosas; Cultivo de Vegetais. **Público-Alvo:** Produtores Agrícolas, Quintas e Herdades **Necessidades**: A informação obtida permite destacar áreas com menor indicie de vegetação, identificar mudanças fenológicas, monitorizar as plantações, estimar as áreas das colheitas e calcular o rendimento da colheita com maior precisão.
Unicidade • Retirar postos de trabalho onde se fazem trabalhos monótonos de observação. • Diminuição de erros visuais. • Custos mais reduzidos. • Avanço tecnológico. • Ajuda na tecnologia do País devido a exportações.	**Ideia de Produto** Microscópio Electrónico que através de técnicas de processamento de imagem detecta as características das células. **Atributos de Produto** Design; Fiabilidade; Fácil Manutenção; Baixo Consumo; Fácil utilização; Peso; Portabilidade; Rapidez; Automatização; Preço; Base de Dados.	**Mercado**: Biologia **Segmento:** Oncologia; Ensino; Investigação. **Público-Alvo:** Hospitais públicos e privados, clínicas de análises, centros de investigação, universidades públicas e privadas e politécnicos. **Necessidades:** Permite obter informações como o número de células e as suas características e detectar anomalias nas mesmas contribuindo para a descoberta de novos tratamentos.
	Ideia de Produto Equipamento que através de técnicas de processamento de imagem detecta de uma forma automática o tipo sanguíneo de humanos em situações de emergência. **Atributos de Produto** Design; Fiabilidade; Fácil Manutenção; Baixo Consumo; Fácil utilização; Peso; Portabilidade; Rapidez; Automatização; Preço; Base de Dados.	**Mercado**: Área da Saúde (Hospitais, Centros de Saúde, Veículos de Urgência Médica). **Segmento:** Hospitais; Clínicas; Sector de emergência. **Público-Alvo:** Hospitais públicos e privados, centro de saúde, clínicas de análises e veículos de emergência médica. **Necessidades**: Permite determinar o tipo sanguíneo das pessoas de uma forma rápida e automática tornando-se ideal para situações de emergência.

A4.2.Avaliação de Oportunidade

Após a fase de ideação, segue-se a fase de avaliação de oportunidade, que designa a fase onde se escolhe o produto mais vantajoso para ser comercializado. Para isso, fez-se uma análise do volume de vendas para os quatro produtos, destacando uma estimativa relativa ao número de vendas, onde foi necessário um dimensionamento dos segmentos de mercado para cada produto presente na Tabela A4.3 [A4.1].

Tabela A4.3: Tabela Resumo das Dimensões de Segmentos de Mercado [A4.2-A4.16]

Mercado	Segmentos de Mercado	Dimensão do Mercado (unidades)
Análise Territorial	Geologia	67
	Proteção Ambiental	295
	Indústria Florestal	160
	Cartografia	84
	Urbanização	28
Agricultura	Cultivo de Cereais	415.969
	Cultivo de Leguminosas	
	Cultivo de Vegetais	
Meteorologia	Meios de Comunicação	266
	Internet	Desconhecida
	Aplicações de Telemóvel	Desconhecida
Biologia	Oncologia	240
	Ensino	64
	Investigação	182
Saúde	Hospitais	205
	Clínicas	364
	Sector de Emergência	1340

Nesta fase, torna-se necessário estabelecer um preço estimado para cada produto. Com base em estudos de políticas de preço relativas a produtos semelhantes no mercado apresenta-se os seguintes valores (Tabela A4.4).

Tabela A4.4:Descrição de Produtos e Respetivo de Preço [A4.1]

Designação	Descrição	Preço de Aquisição Estimado
Produto1	*Software* de Determinação do Índice de Vegetação	**280€** (licença anual)
Produto2	*Software* de Análise Meteorológica	**160€** (licença anual)
Produto3	*Software* complementar de Microscópio Eletrónico	**300€** (apenas *software*)
Produto4	Sistema Mecatrónico para Determinação do tipo Sanguíneo a Humanos em Situações de Emergência	**750€**

A4.2.1. Previsão de Vendas

Baseado na estimativa das dimensões dos segmentos de mercado, Tabela A4.3, conseguem-se prever de forma aproximada as seguintes vendas e as respetivas receitas anuais previstas para cada produto. Apresenta-se na Tabela A4.5 o valor referente às receitas anuais de cada produto apresentado anteriormente [A4.1].

Tabela A4.5:Vendas Anuais Previstas dos Produtos [A4.1]

	Número de Vendas Estimado (unidades)	Preço Unitário (€)	Receitas Anuais (€)
Produto1	101	280	28.280€
Produto2	112	160	17.920€
Produto3	26	300	7.800€
Produto4	97	750	72.750€

A próxima fase desta avaliação consiste na seleção do produto mais viável para comercialização. De seguida efetua-se o cálculo referente ao valor do número estimado de vendas em cinco anos para os quatro produtos.

Desta forma, tomou-se em consideração a dimensão dos segmentos de mercado relativos a cada produto, apresentados na Tabela A4.3. Assumiu-se que o crescimento

do número de vendas, com início em 2011 (uma vez que este estudo foi feito neste ano), Figura A4.1:

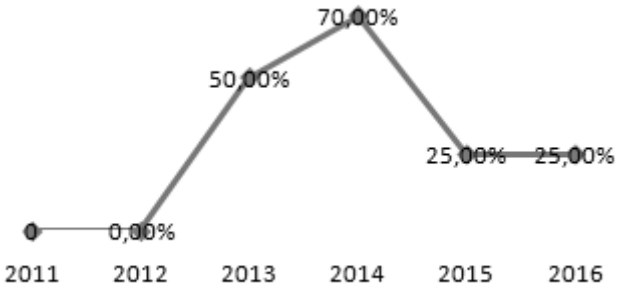


Figura A4.1: Curva de Crescimento do Número de Vendas [A4.1]

De seguida, foram efetuados os cálculos de forma a obter-se o valor de rentabilidade de cada produto num período de 5 anos.

Assim, apresentam-se as seguintes tabelas relativas a cada Produto [A4.1]:

- **Produto 1:** *Software* de Determinação do Índice de Vegetação.

Tabela A4.6: Previsão de Vendas em 5 anos do Produto1 [A4.1]

Produto	Anos	1ºano	2ºano	3ºano	4ºano	5ºano	Total
Equipamento que através de técnicas de processamento de imagens de satélite determina o índice de vegetação	Exemplares Vendidos (Unidades)	101	153	266	336	423	**1279**
	Valor Estimado (€)	28.280	42.840	74.480	94.080	118.440	**358.120€**

- **Produto 2:** *Software* de Análise Meteorológica.

Tabela A4.7: Previsão de Vendas em 5 anos do Produto2 [A4.1]

Produto	Anos	1ºano	2ºano	3ºano	4ºano	5ºano	Total
Equipamento que através de técnicas de processamento de imagem determina a Meteorologia	Exemplares Vendidos (Unidades)	112	169	290	366	461	**1398**
	Valor Estimado (€)	17.920	27.040	46.400	58.560	73.760	**223.680€**

- **Produto 3:** *Software* complementar de Microscópio Eletrónico.

Tabela A4.8: Previsão de Vendas em 5 anos do Produto3 [A4.1]

Produto	Anos	1ºano	2ºano	3ºano	4ºano	5ºano	Total
Software Complemen-tar de Microscópio Eletrónico	Exemplares Vendidos (Unidades)	26	39	68	86	109	**328**
	Valor Estimado (€)	7.800	11.700	20.400	25.800	32.700	**98.400€**

- **Produto 4:** Sistema Mecatrónico para Determinação do tipo Sanguíneo a Humano0s em Situações de Emergência.

Tabela A4.9: Previsão de Vendas em 5 anos do Produto4 [A4.1]

Produto	Anos	1ºano	2ºano	3ºano	4ºano	5ºano	Total
Sistema Automático de Deteção do Tipo Sanguíneo a Humanos em situações de Emergência	Exemplares Vendidos (Unidades)	97	147	251	315	395	**1205**
	Valor Estimado (€)	72750€	110250€	188250€	236250€	296250€	**903.750€**

Para o período de 5 anos, apresenta-se na Tabela 4.10 as unidades vendidas e o valor estimado das vendas para os quatro produtos.

Tabela A4.10: Resumo da Previsão de Vendas em 5 anos para os Quatro Produtos [A4.1]

	Produto1	Produto2	Produto3	Produto4
Unidades vendidas (unidades)	1279	1398	328	1205
Valor Estimado (€)	358.120€	223.680€	98.400€	903.750€

De realçar nesta estimativa que, o Produto2 é o que apresenta maior número de exemplares vendidos, e por conseguinte o produto que pode gerar mais receitas é o Produto4.

A4.2.2. Matriz Critérios de Decisão

Para efetuar a escolha do produto mais rentável dos quatro analisados, além do estudo do mercado relativamente a possíveis vendas, também é analisado o produto com maior pontuações de critérios comuns [A4.1].

Assim, na Tabela A4.11, estão descritas pontuações de 1 a 4 relativas aos vários critérios, comuns aos Produtos 1, 2, 3 e 4.

Tabela A4.11:Martiz Critérios de Decisão [A4.1]

Critérios	**Produto1**	**Produto2**	**Produto3**	**Produto4**
Possibilidade de Patente	3	2	3	3
Competição Direta	3	1	4	4
Competição Indireta	3	2	3	2
Parceiros	2	4	3	3
Dimensão do Mercado	4	3	2	3
Cota de Mercado Esperada	3	3	3	4
Crescimento do Mercado	2	2	4	4
Vantagens do Produto	3	3	4	4
Preço de Venda Relativo	3	4	3	3
Canais de Distribuição	3	3	3	3
Definição dos Segmentos	3	3	4	4
Acesso ao Mercado	3	3	2	2
Desempenho	3	3	3	4
Custo/Desempenho	2	2	3	4
Estratégia de Desenvolvimento	2	2	1	4
Estado de Desenvolvimento	2	3	1	4
Custo/Dificuldades do Desenvolvimento	2	2	1	4
Total	**46**	**45**	**47**	**59**

Pode-se constatar que o **Produto4** é o que atinge uma pontuação maior relativamente aos outros produtos, com os mesmos critérios.

A4.3. Ideia de Negócio Adotada

Foram descritos nos capítulos anteriores métodos para determinar que Produto dos quatro em questão se deve considerar para futura comercialização.

Em suma, obteve-se os seguintes resultados, Tabela A4.12:

Tabela A4.12:Análise de Resultados [A4.1]

	Produto1	**Produto2**	**Produto3**	**Produto4**
Valor Estimado	358.120€	223.680€	98.400€	903.750€
Somatório de Critérios de Decisão	46	45	47	59

Analisando a tabela anterior, pode-se constatar que o valor estimado em vendas por parte do Produto quatro é o mais elevado e também o reúne maior pontuação na matriz de Critérios de Decisão.

De salientar que a principal vantagem deste produto incide na inovação, uma vez que ainda não existe no mercado equipamentos que determinam o tipo sanguíneo em

situações de emergência. Por outro lado, a competição indireta apresenta desvantagens uma vez que poderão surgir no mercado novos equipamentos, uma vez que a ideia de negócio será divulgada.

Desta forma, mostra-se evidente que esta ideia de Produto sob o ponto de vista de futuro empreendimento mostra-se viável e promissor. Contudo, tal como foi feito na Unidade Curricular em questão (Formação Empresarial) ainda falta analisar outros critérios antes de se lançar para o mercado [A4.1].

Referências - Anexo 4:

[A4.1] S.Santos, V.Moreira B.Alves, "Formação Empresarial - Relatório Final" Guimarães, 2011.

[A4.2] Dimensões de Mercado Geologia, , disponível em: http://www.cylex.pt/pesquisar/portugal/regiao-/localidade-/cp-/l1cy1-p_regiao1cy1-_localidade1cy1--cp1cy1-_nome1cy1-geologia-s1.html (consultado em 28 de Outubro de 2011)

[A4.3] Empresas de controlo e proteção ambiental, disponível em: http://www.pai.pt/advanced/protec%C3%A7%C3%A3o-ambiental.html (consultado em 28 de Outubro de 2011)

[A4.4] Empresas na exploração florestal, disponível em: http://www.cylex.pt/pesquisar/portugal/regiao-/localidade-/cp-/l1cy1-p_regiao1cy1-_localidade1cy1--cp1cy1-_nome1cy1-florestal-s1.html (consultado em 28 de Outubro de 2011)

[A4.5] Empresas de cartografia, disponível em: http://www.pai.pt/advanced/cartografia.html (consultado em 28 de Outubro de 2011)

[A4.6] Empresas de planeamento urbano, disponível em: http://www.cylex.pt/pesquisar/portugal/regiao-/localidade-/cp-/l1cy1-p_regiao1cy1-_localidade1cy1--cp1cy1-_nome1cy1-%20planeamento%20urbano-s1.html (consultado em 28 de Outubro de 2011)

[A4.7] Explorações Agrícolas em Portugal, disponível em: http://www.ine.pt/xportal/xmain?xpid=RA2009&xpgid=ine_ra2009_publicacao_det&contexto=pu&PUBLICACOESpub_boui=140496&PUBLICACOESmodo=2&selTab=tab1&pra2009=70305248 (consultado em 28 de Outubro de 2011)

[A4.8] Estações televisivas, disponível em: http://www.guianet.pt/vcat/3767/esta%E7%F5es+de+televis%E3o.html (consultado em 28 de Outubro de 2011)

[A4.9] Rádios, disponível em: http://radiobasedados.no.sapo.pt/ (consultado em 28 de Outubro de 2011)

[A4.10] Jornais, disponível em: http://www.jornaiserevistas.com/view_all.php?catid=0&subcatid=0&sub_catid=23 (consultado em 28 de Outubro de 2011)

[A4.11] Revistas, disponível em: http://www.jornaiserevistas.com/view_all.php?catid=0&subcatid=1&sub_catid=61 (consultado em 28 de Outubro de 2011)

[A4.12] Oncologia, disponível em:

http://www.pai.pt/search/oncologia.html (consultado em 28 de Novembro de 2011)

[A4.13] Institutos Superiores, disponível em: http://www.teiaportuguesa.com/universidades.htm (consultado em 28 de Outubro de 2011)

[A4.14] Investigação Médica, disponível em: http://www.pai.pt/search/investiga%C3%A7%C3%A3o-m%C3%A9dica.html (consultado em 30 de Novembro de 2011)

[A4.15] Saúde, disponível em: http://www.aeportugal.pt/ (consultado em 30 de Novembro de 2011)

[A4.16] Instituições de Emergência, disponível em: http://www.pai.pt/search/bombeiros.html (consultado em 30 de Novembro de 2011)

ANEXO 5

A5.Automatic System for Blood Type Classification Using Image Processing Techniques

Ana Ferraz, Vania Moreira, Diana Silva, Vítor Carvalho and Filomena O. Soares
Industrial Electronics Dept., University of Minho, Campus de Azurém, Azurém, Guimarães, Portugal
(aferraz, vcarvalho, fsoares)@dei.uminho.pt

Keywords: Blood Types, Image Processing, IMAQ Vision.

Abstract: There is still not yet available a low-cost commercial equipment to determine blood types in an emergency situation. This paper presents the development of a low cost system, based on image processing techniques, that allows the automatic determination of human blood types in emergency situations. The experimental method is based on the plate test where the serums specifics of blood types determination are mixed with the sample blood of the donor. The mixtures blood/serums are captured through a CCD camera and analyzed using the software IMAQ Vision from National Instruments. The developed image processing methodology and the obtained results are detailed. The first prototype for automatic human blood determination is presented.

A5.1 Introduction

The determination of blood type can be performed using various experimental tests (Datasheet of Diamed, 2008) (Datasheet of Diamed-ID, 2008). The plate test, used in this work, allows the determination of blood type in a short time. It consists of mixing the specific reagents of blood type determination, with the patient blood. The result depends on the occurrence or absence of agglutination (Datasheet of Diamed, 2008). The agglutination of erythrocytes is observed macroscopically, in a short time, allowing using image processing techniques to detect the occurrence or absence of agglutination and therefore the determination of the corresponding blood type. In Figure A5.1, it is presented an image that shows the difference between the occurrence and absence of agglutination.

Currently, for the determination of blood types it is required human intervention, not only in performing the analytical procedures, as well as in reading and interpreting the results, being then the process more susceptible to errors (Alexander, 2007). With the aim to fulfil that gap and to automate the determination of blood types, some devices were developed (Alexander, 2007) (Anthony, 2005) (Lambert, 2005).

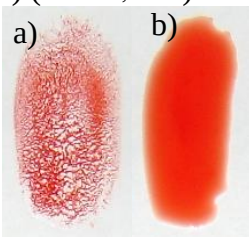


Figure A5.1: (a) Occurrence of agglutination. (b) Absence of agglutination.

However, they have high costs and present some limitations (Alexander, 2007) (Anthony, 2005) (Lambert, 2005) compared to the method proposed in this work.

Preliminary studies performed by the research team allowed the development of a software tool based on image processing techniques, able to detect the occurrence of agglutination. However, the methodology was not fully automatic, requiring the users to select the image area to quantify (Ferraz, Carvalho and Brandão, 2008) (Ferraz, Carvalho and Brandão, 2010). In this sense, this paper presents a new system to automatically determine the blood type. The methodology presented in this work is innovative and at low-cost, being an added value to commercial solutions.

A5.2 Image Acquisition Process

As the reaction of agglutination is macroscopically visible, the sample images were captured in real size, using a CCD camera (Sony Cyber-shot DSC-S750) with 7.2 megapixel resolution.

To analyze the acquired images, an image processing application was developed using the IMAQ Vision software from National Instruments (IMAQ, 2004). Figure A5.2 shows the schematic of the designed system.

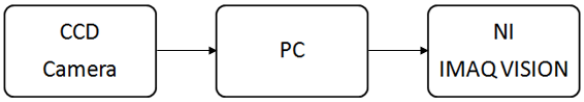


Figure A5.2: Designed system schematic.

A5.3 Developed Software

The software application developed is presented in this section, where it is detailed each image processing technique employed. For each step (A5.3.1 to A5.3.10), it is shown the effect that the applied technique has in the former image, using IMAQ Vision software.

A5.3.1 Image Buffer: Add Copy (1) – stores a copy of the original image with the four samples (mixed blood/serum) in Buffer # 1 of the image buffer for later use, Figure A5.3. Final results will be overlaid on this image (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

As the original image will suffer a series of changes, later there is a need for the original image, this function allows saving the original image.

Figure A5.3: Original image.

A5.3.2 Color Plane Extraction: RGB Green Plane – allows extracting the green plane from an RGB image, Figure A5.4 (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

The original image is a RGB image that must be processed to allow the determination of the occurrence of agglutination.

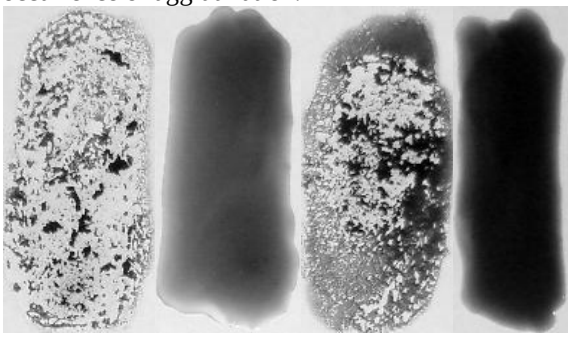


Figure A5.4: Image resultant from applying the Color Plane Extraction: RGB Green Plane function.

A5.3.3 Filters: Convolution Highlight Details – the convolution filter highlights the regions in the image where there are sharp changes in pixel values, Figure A5.5. These regions correspond to the boundaries of the samples and other noisy pixels that may be present in the image. The convolution kernel highlights the edges of an image and in this case, the function uses a 3 x 3 kernel (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

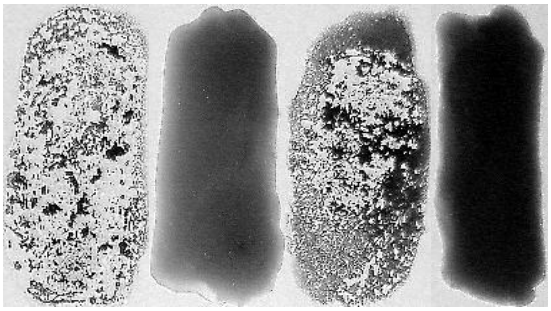


Figure A5.5: Image result of applying the Convolution Highlight Details function.

The next function is a threshold function that is used to separate certain structures of the image. In this case, it is used to separate the samples blood/serum of the background, once this function segments the image in two regions, designated region "particle" and "region background" (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

A5.3.4 Threshold – this function applies a threshold to the image resulting of previous function based on the Minimum and Maximum threshold values introduced. All pixels that are not contained between the Minimum and Maximum values are set to 0 and all pixels that fall inside the range are replaced by 1 (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003). In this function the Minimum value is 128 and the Maximum value is 255.

The Minimum and Maximum threshold values were determined by trial and error, when developing the algorithm, and were kept constant afterwards. The result of applying this function is presented in Figure A5.6.

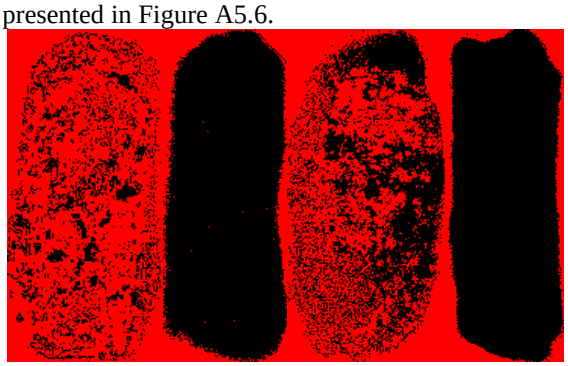


Figure A5.6: Image resultant from applying the Manual Threshold function to Figure A5.5.

This function is then combined with the Local Threshold: Niblack function,, allowing isolating the particles corresponding to the mixed blood and serum.

A5.3.5 Local Threshold: Niblack – calculates a threshold value for each pixel based

on the statistics of the surrounding pixels. This algorithm compensates the high lighting variations. This function uses a kernel; in this case the kernel size is 115 width and 132 height (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

Using the previous feature to define the borders in the image to isolate particles, results in the image shown in Figure A5.7.

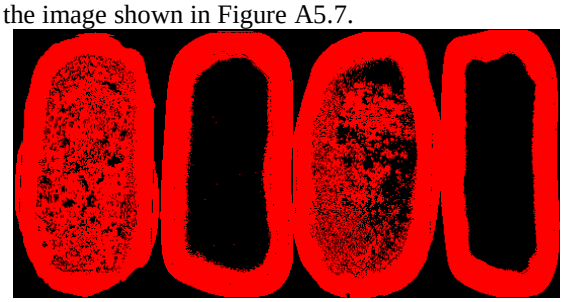


Figure A5.7: Image obtained by applying the Local Threshold: Niblack function to Figure A5.6.

A5.3.6 Adv. Morphology: Fill holes – fills all the holes that are present in the particles. Holes are filled with a pixel value of 1. The resulting binary image contains entire particles, without holes, corresponding to the samples blood/serum (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

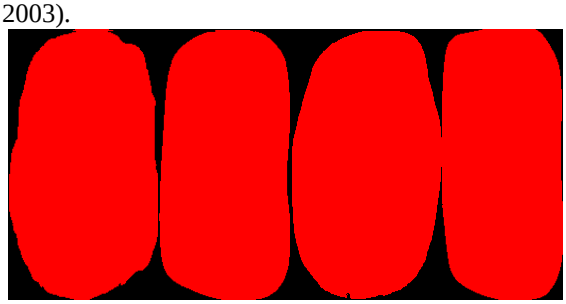


Figure A5.8: Image obtained by applying the Adv. Morphology: Fill holes function in the image of Figure A5.7.

A5.3.7 Adv. Morphology: Remove small objects – this function removes the small particles and the possible noise in the binary image resulting from the previous function. It eliminates particles that are not relevant to the analysis. The particles that are removed by an iteration of erosion are assumed to be noisy particles (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

This function is used to eliminate the small particles that can interfere in the analysis of the image. Small drops of blood or serum in the background of the image are not relevant to the analysis, and should be therefore removed.

A5.3.8 Adv. Morphology: Remove border objects – it eliminates particles that are at the border of the image. It removes particles that are not needed for the analysis of the image, preventing interference from unwanted particles (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

This step is necessary to eliminate particles that are joined together due to high kernel placed in the Local Threshold: Niblack function, but in fact should be separated.

A5.3.9 Particle Analysis – this step is necessary to analyze the properties of the particles in the image, considered as four particles corresponding to each mixture blood/serum. These particles can be analyzed using various properties, being the determination of the center of mass the most important in this work (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003). This function is essential because it defines a coordinate system and the region to analyze.

The result of the previous function is a table that contains the properties selected and their values. The values of Center of Mass X and the Center of Mass Y will be used in the following function.

A5.3.10 Threshold – as described in 3.4.The result of this function is presented in Figure A5.9.

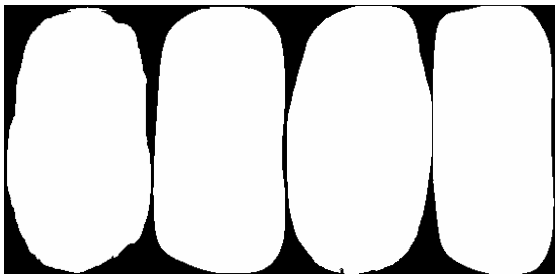


Figure A5.9: Image obtained by applying the Manual Threshold function in the image of Figure A5.8.

A5.3.11 Image Buffer: Retrieve Buffer # 1 – it retrieves the copy of the original color image, so that it can be used by the next function. The original image has the four samples blood/serum, Figure A5.10 (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

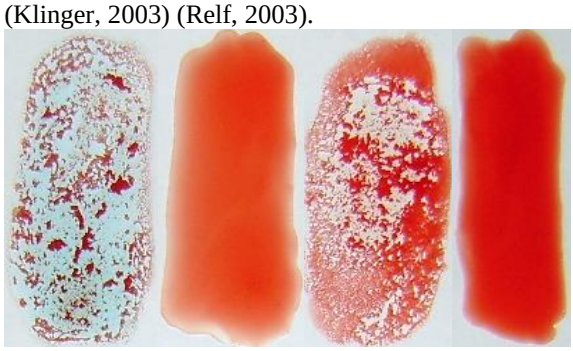


Figure A5.10: Image obtained by applying the Image Buffer: Retrieve Buffer function in the image of Figure A5.9.

A5.3.12 Color Operators: Not Or – this step performs a logical OR operation between the original image input image and the original image stored in the buffer. This is a bit-wise operation (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003). The result of this function is presented in the image of Figure A5.11.

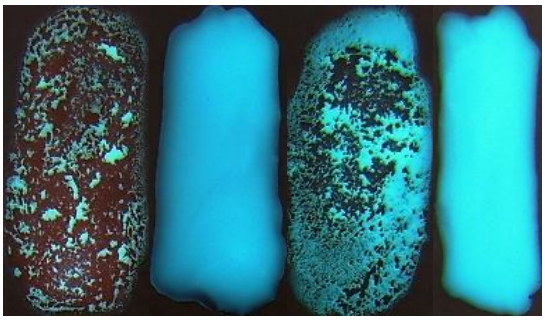


Figure A5.11: Image obtained by applying the Color Operators: Not Or function in the image of Figure A5.10.

A5.3.13 Color Plane Extraction: HSL Luminance Plane – this function is used to extract the luminance plane from the color image obtained with the previous function (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003), Figure A5.12.

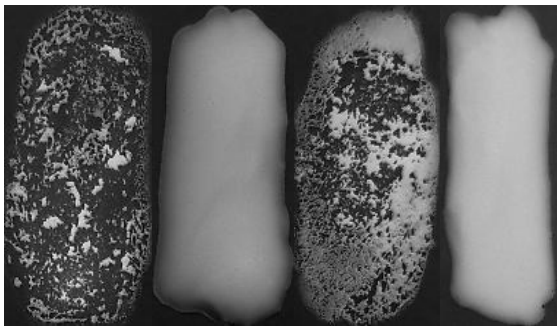


Figure A5.12: Image obtained by applying the: HSL Luminance Plane function in the image of Figure A5.11.

A5.3.14 Set Coordinate System – this function defines a coordinate system based on the stage of particle analysis, Figure A5.13. The particle analysis function gives the coordinates necessary to calculate the center of mass, used in this function. Chosen the mode horizontal and vertical motion because it allows adjusting the region of interest positions along the horizontal and vertical axes (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

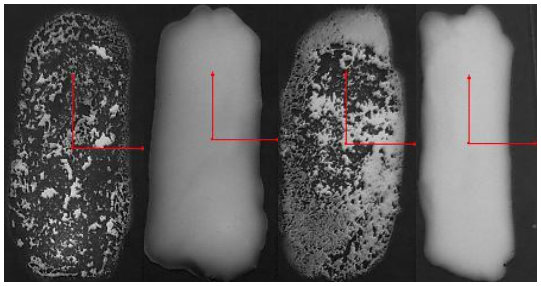


Figure A5.13: Image obtained by applying the Set Coordinate System function.

The definition of the region of interest is an important task in this method. Based on the coordinate system, it is selected the region to be analyzed, depending of the center of mass of the particle calculated through the particle analysis function.

This function will be repeated for each of the particles in analysis. In this case, it will be repeated four times, one for each blood/serum sample.

A5.3.15 Quantify – it measures the intensity of the pixels in the region of interest selected, Figure A5.14. This step uses the Reposition Region of Interest that when enabled, it dynamically repositions the region of interest based on the coordinate system previously defined. Also, it uses the Reference Coordinate System that indicates the coordinate system to link the region of interest (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

The result of the application of this function consists of a table that contains the area (percentage of the analyzed surface in relation to the complete image), the mean value (mean value of the pixels), the standard deviation (standard deviation of the pixels) and the minimum and maximum values of the pixels (IMAQ, 2004) (Klinger, 2003) (Relf, 2003).

This function allows identifying the occurrence of agglutination in a sample blood/serum based on the standard deviation value of the pixels.

As in the previous function, this step is repeated for each of the particles in analysis.

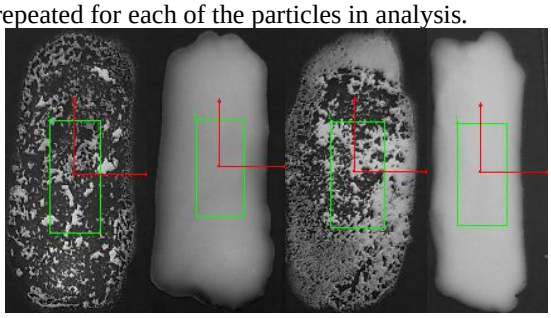


Figure A5.14: Result of applying the Quantify function in the images of Figure A5.13.

A5.4 System Prototype

A prototype system that automatically determines the human blood type, based on the plate test procedure, was designed (Figure A5.15).

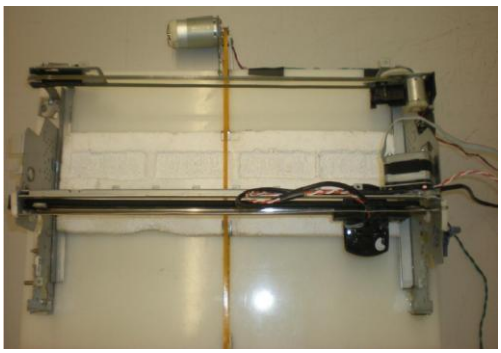


Figure A5.15: Prototype developed

The blood and the four serums drops are manually placed in the plates inserted in the mobile drawer, actuated by a DC motor. In the first blade, it is placed reagent anti-A, in the second reagent anti-B, in the third anti-AB reagent and finally in the fourth, reagent anti-D, in accordance to the testing procedure previously described.

The system is switched on and the drawer moves to the mixing area, where the mixture blood/serum is promoted in each blade. It must be referred that there is no contamination between the four samples. Next, the drawer moves to the image capture zone. A step motor moves a *Glossy* 5 Mega pixels webcam along the samples for capturing the four images. The images are saved for future analysis. The system is controlled by Arduíno microcontroller (http://www.arduino.cc/).

A5.4 RESULS

The proposed methodology was tested with several standard blood types samples. In this section, are presented the results obtained when applying the image processing methodology to four blood/serum samples of a donor blood type, Figure A5.16.

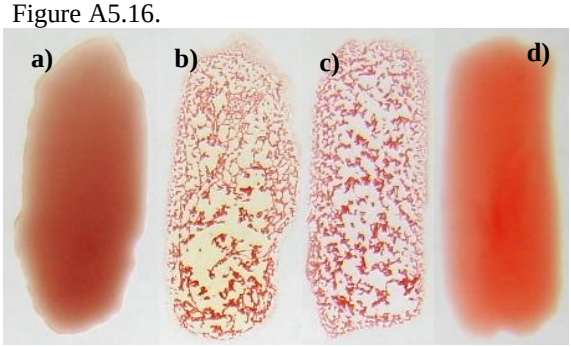


Figure A5.16 – Blood/serum samples. (a) Serum Anti-A. (b) Serum Anti-B. (c) Serum Anti-AB. (d) Serum Anti-D.

Figure A5.17 shows the final images obtained with the application of image processing techniques to the original sample images of Figure A5.16. The corresponding quantification is presented in Table A5.1.

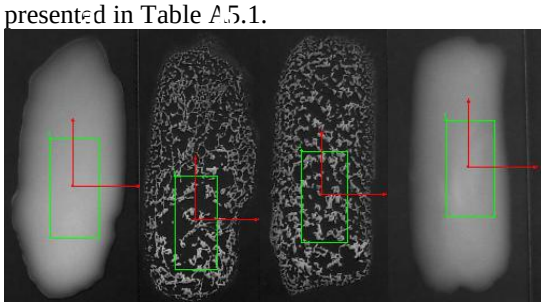


Figure A5.17 – Image resulting from application of the image processing techniques developed, to images of Figure A5.16.

Table A5.1: Results of quantification of images of Figure A5.17.

Fig.	Area	Mean Value	Standard Variation	Min Value	Max Value
(a)	0,9	162,1	7,7	137,0	181,0
(b)	0,8	56,9	45,1	5,0	201,0
(c)	0,9	62,2	42,7	9,0	199,0
(d)	0,8	146,0	8,8	109,0	173,0

Analyzing Figure A5.17, it is observed that the agglutination occurred in images (b) and (c), but not in images (a) and (d). By correlating this information with the information from Table A5.1, it is observed that the standard deviation, in the images 17 (b) and 17 (c) is well above 16, while in the images 17 (a) and 17 (d), the standard deviation is less than 16. The value 16 for the standard deviation is a limit established for determining the occurrence of agglutination in a sample. This value was established from trial and error. Thus, it is observed that when agglutination occurs, the standard deviation is much higher than the one obtained when agglutination does not occur, allowing thus identifying the occurrence of agglutination and consequently identifying the blood type of a patient. In this example, given that the agglutination has occurred in the presence of serum anti-B (Figure A5.17-b) and in the presence of serum anti-AB (Figure A5.17-d), the blood type presented is B negative. Note that the agglutination occurs in the presence of serum anti-AB, because the patient had B antigens in their red blood cells that agglutinated in the presence of anti-B antibodies existing in serum. However, the serum anti-AB, also had anti-A antibodies, that have not reacted because the patient did not have A antigens, justifying the slightly less value of agglutination (42.7), compared to that obtained with serum anti-B (45.1).

A5.4 Conclusions and future work

With the proposed system, based on image processing techniques, it is possible to automatically determine the blood type of a patient, by detecting the occurrence of blood agglutination. This approach allows the determination of blood type of a patient, safely, and it can be used in emergency situations as the results are obtained within a short time (2 minutes).

In future, we intend to optimize the prototype, reducing human intervention in the procedures. Another objective is to ensure that the developed device is portable, allowing its use near the patient, avoiding travel to the lab that only cause more time consuming.

References

Datasheet of Diamed AG,1785 Cressiers/Morat, Cressier, 2008.

Datasheet of Diamed-ID Micro Typing System, Card-ID. Diaclon ABO\Rh for patients. Cressier, 2008.

Alexander, S. P., 2007. *An Integrated Microoptical Microfluidic Device for Agglutination Detection and Blood Typing* [Master Thesis]. California: University of North of Carolina.

Anthony, S. R., 2005. *A Simplified Visible/Near-Infrared Spectrophotometric Approach to Blood Typing for Automated Transfusion Safety* [Master´s thesis]. California: University of North Carolina.

Lambert, J. B., 2005. *A Miniaturized Device for Blood Typing Using a Simplified Spectrophotometric Approach* [Master´s thesis]. California: University of North Carolina.

Ferraz, A., Carvalho, V., Brandão, P., 2008. *Determinação Automática do Tipo Sanguíneo de Humanos Utilizando Técnicas de Processamento de Imagem*, CBIS 2008. Bazil: São Paulo.

Ferraz, A., Carvalho, V., Brandão, P., 2010. *Automatic Determination of Human Blood Types using Image Processing Techniques*, BIODEVICES 2010. Spain: Valencia.

IMAQ, 2004. *IMAQ Vision Concepts Manual*, National Instruments, Austin.

Klinger, T., 2003. *Image Processing with LabVIEW and IMAQ Vision*, Prentice Hall. New Jersey.

Relf, C. G., 2003. *Image Acquisition and Processing with LabVIEW*, CRC Press.

ANEXO 6

A6. Automatic System of Human Blood Types Determination

Ana Ferraz, Vania Moreira, Vitor Carvalho, Filomena Soares
Industrial Electronics Deptartment, University of Minho, Campus de Azurém, Azurém, Guimarães, Portugal
(aferraz, vcarvalho, fsoares)@dei.uminho.pt

***Abstract*—**This paper presents the development of a low cost system, based on image processing techniques, that allows the automatic determination of human blood types in emergency situations (still not yet commercially available). The experimental method is based on the plate test where the serums are mixed with the blood sample. The mixtures blood/serums are captured through a CCD camera and analyzed using the software IMAQ Vision from National Instruments. The first prototype for automatic human blood determination, including the developed image processing methodology, and the obtained results are presented.

Index Terms—Blood Types; Image Processing Techniques; IMAQ Vision

A6.I. Introduction

The determination of human blood types is essential before administering a blood transfusion [A6.1-A6.4]. However, there are emergency situations, where due to the risk of an individual´s life, it is necessary to administer blood immediately. In these cases, there is no time to determine the blood type, and the decision is to administer blood type O negative, since it is considered the universal donor and it offers less risk of incompatibility [A6.1- A6.4]. However, although there is less risk of conflicts sometimes it may occur transfusion reactions that cost the life of the patient. Thus, in emergency situations, blood is administered under the principle of universal donor [A6.4]. To determine the blood type there are available tests in plate [A6.5], in tube [A6.5], in Cards-ID [A6.6] and in microplates [A6.3], involving the mixing of specific reagents to the patient´s blood and the result depends on the occurrence of agglutination. Although the plate [A6.5] and the tube tests [A6.5] conclude their analysis in a reduced time interval, suitable in emergency situations, they require the relocation of the laboratory and technical assistance, thereby increasing the time spent and the possibility of occurring human error. Given that human errorrs in the procedure of manual tests, in reading or interpreting the results, can lead to fatal consequences for patients, it is important to automate the test analysis [A6.7- A6.8]. In this sense, various equipment appeared on the market, namely Technicon AutoAnalyzer [A6.9] Groupamatic [A6.9- A6.10] Auto-Grouper [A6.9] Olympus PK 7200 [A6.9, A6.11], Immucor Galileo [A6.12]. Ortho AutoVue ® Innova System [A6.13], Tango ® Automated Blood Bank System [A6.14] and Techno TwinStation [A6.15]. However, despite the important contributions in determining the blood type introduced, none of these items can get results on time to be used in emergency situations [A6.13], requiring at least 60 minutes for the tests [A6.11- A6.15].

In this sense, a system to automatically carry out the determination of human blood type, in a short time interval to be used in emergency situations, is presented. It will allow the administration of blood transfusions with less risk of incompatibility, and therefore enabling a secure first unit blood transfusion. To this end, it is believed that a technological solution based on the use of tests for determining blood types and the use of image processing techniques (IP) and artificial intelligence (AI), can solve this gap.

IP techniques have been widely used in equipment for the determination of blood types, allowing obtaining reliable results. Preliminary studies show its ability in detecting the presence of agglutination and determination of blood type in humans [A6.16- A6.18]. The use of AI techniques, which have many applications in the medical field [A6.19], [A6.20], allows for rapid and reliable results in dubious situations.

In conclusion, considering the literature review undertaken, we can consider that the existing fault can be remedied with the development of this system.

A6.II.Work developed

A new system to automatically determine the blood type was developed. The methodology presented in this work is innovative and at low-cost, being an added value to commercial solutions.

A6.A.Image Processing Techniques Developed

As the reaction of agglutination (between blood sample and reagents) is macroscopically visible, the sample images were captured in real size, using a CCD camera (Sony Cyber-shot DSC-S750) with

7.2 megapixel resolution. The acquired images were then analyzed by using an image processing application developed using the IMAQ Vision software from National Instruments [A6.21]. Figure A6.1 shows the schematic of the image processing techniques developed [A6.21- A6.23].

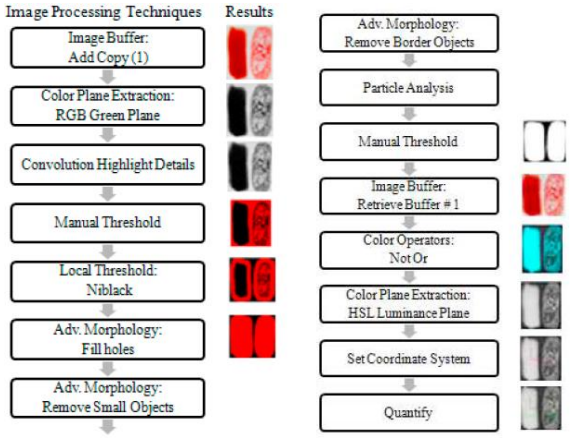


Figure A6.1 Image Processing Techniques Developed.

A6.b.System Developed

A prototype system for automatically determination of the human blood type, based on the plate test procedure, was designed (Figure A6.2).

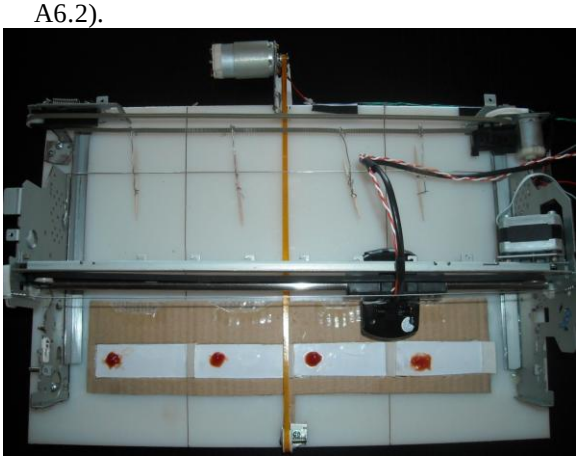


Figure A6.2 Prototype developed

The blood and the four serums drops are manually placed in the plates inserted in the mobile drawer, actuated by a DC motor. In the first blade, it is placed reagent anti-A, in the second reagent anti-B, in the third anti-AB reagent and finally in the fourth, reagent anti-D, in accordance to the testing procedure previously described.

The system is switched on and the drawer moves to the mixing area, where the mixture blood/serum is promoted in each blade. It must be referred that there is no contamination between the four samples. Next, the drawer moves to the image capture zone. A step motor moves a *Glossy* 5 Mega pixels webcam along the samples for capturing the four images. The images are saved for future analysis. The system is controlled by Arduíno microcontroller (http://www.arduino.cc/).

A6.III. Results

The proposed methodology was tested and validated using several standard blood types samples. In this section, are presented the results obtained when applying the image processing methodology to four blood/serum samples of a donor blood type

With the developed system, based on image processing techniques, it is possible to get results in a few minutes (about 2 minutes). Initially the system captures an image of each blood sample and reagent and then each image is processed by the image processing techniques developed.

Figure A6.3 shows the original image where the blood sample is mixed with the four serums (Anti-A, Anti-B, Anti-AB and anti-D). Figure A6.3 presents the applied image processing techniques and the Table A6.1 summarizes the quantification results.

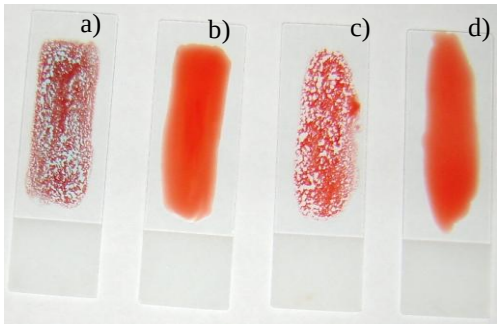


Figure A6.3 Blood/serum samples. (a) Serum Anti-A. (b) Serum Anti-B. (c) Serum Anti-AB. (d) Serum Anti-D.

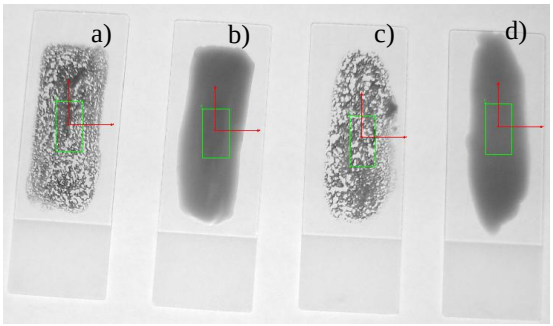


Fig. A6.4 Image resulting from application of the image processing techniques developed, to images Figure A6.3.

Table A6.1. Quantification Results of images of Figure A6.4.

Fig. A6*.3*	*Area*	*Mean Value*	*Standard Variation*	*Minimal Value*	*Maximal Value*
a)	0.5	134.9	44.1	38.0	250.0
b)	0.5	100.3	6.8	84.0	127.0
c)	0.5	151.5	44.7	42.0	243.0
d)	0.5	105.2	3.1	94.0	118.0

Analyzing the Figure A6.3 we can see that agglutination occurred in samples a) and c), and not occurred in samples b) and c). Comparing this information with the information of the Table A6.1, we can see that the standard variation, in images a) and c), is above 16, while images (b) and d), the standard deviation is less than 16. The value 16 for the standard deviation is a limit established for determining the occurrence of agglutination in a sample. This value was established from trial and error. Thus as in samples a) and c), agglutination occurred, and in sample b) and d) agglutination not occurred the blood type in question is A Negative.

A6.IV. Conclusions and Future Work

The proposed system, based on image processing techniques, allows the automatically and safely determination the blood type of a patient, by detecting the occurrence of blood agglutination. This approach is ideal to be used in emergency situations as the results are obtained within a short time (2 minutes). As the PC hardware requisites of the prototype are minimal and IMAQ software package allows the correct and fast determination of blood types this approach is also a low cost solution.

In future, we pretend to optimize the prototype, reducing human intervention in the procedures. Another objective is to ensure that the developed device is portable, allowing its use near the patient, avoiding travel to the lab that only cause more time consuming.

Acknowledgment

The authors are grateful to the Portuguese Foundation (FCT) for funding through the FACC scholarship and also to Algoritmi Research Center..

References

[1] R. S. Rod, P. Tate, D. S. Trent, "Anatomia & Fisiologia", Lusociência, 6nd ed., Loures, 2005.

[2] J. Merck, Sharp, Dohme, "Manual Merck de Saúde para a Familia", MSD, Lisboa, 2004.

[3] A. V. Hoffbrand, J. E. Pettit, P. A. H. Moss, "Fundamentos em Hematologia", Artmed, 4nd ed., Porto Alegre, 2004.

[4] R. Caquet, "Guia Prático Climepsi de Análises Clínicas", Climepsi, 1st ed., Lisboa, 2004.

[5] Datasheet of Diamed Diaclon Anti-A, Diaclon Anti-B, Diaclon Anti-AB. Cressiers/Morat, 2008.

[6] Datasheet of Diamed-ID Micro Typing System, Card-ID. Diaclon ABO\Rh for patients. Cressier, 2008.

[7] B. A. Myhre, D. McRuer. "Human error – a significant cause of transfusion mortality," Transfusion, vol. 40, Jul. 2000, pp. 879–885.

[8] E. A. Henneman, G. S. Avrunin, L. A. Clarke, L. J. Osterweil, C. Jr. Andrzejewski, K. Merrigan, R. Cobleigh, K. Frederick, E. Katz-Bassett, P. L. Henneman. "Increasing patient safety and efficiency in transfusion therapy using formal process definitions," Transfus Med Rev, vol. 21, 2007, pp. 49–57.

[9] P. Sturgeon, "Automation: its introduction to the field of blood group serology," Immunohematology Journal of Blood Group Serology and Education, vol. 17, no. 4, 2001.

[10] M. Garretta, J. Gener, A. Muller, C. Matte, J. Moullec, "The Groupamatic System for Routine Immunohematology", Transfusion, vol. 15, Sep.-Oct. 1975, pp. 422-431.

[11] D. Zaccarelli, G. Monti, J. Malaguti, D. Marchesini, F. Figliola, G. Cagliari, C. basile, P. Zucchelli. "Esperienza di automazione nella determinazione dei gruppi sanguigni," La Transfusione del Sangue, vol. 45, no. 1, gennaio – febbraio 2000.

[12] G. Wittmann, J. Frank, W. Schram, M. Spannagl. "Automation and Data Processing with the Immucor Galileo® System in a University Blood Bank," Transfusion Medicine Hemotherapy. vol. 34, 2007, pp. 347-352. Available: www.karger.com/tmh.

[13] A. Dada, D. Beck, G. Schmitz. "Automation and Data Processing in Blood Banking Using the Ortho AutoVue® Innova System". Transfusion Medicine Hemotherapy, vol. 34, 2007 pp. 341–346. Available: www.karger.com/tmh.

[14] url: http://www.fda.gov/downloads/BiologicsBloodVaccines/BloodBloodProducts/ApprovedProducts/LicensedProductsBLAs/BloodDonorScreening/BloodGroupingReagent/ucm080763.pdf (access in May 2008).

[15] S. Y. Shin, K. C. Kwon, S. H. koo, J. W. Park, C. S. Ko, J. H. Song, J. Y. Sung, "Evaluation of two automated instruments for pre-transfusion testing: AutoVue Innova and Techno TwinStation", Korean j Lab Med., vol. 3, Jun. 2008, pp. 214-220.

[16] A. Ferraz, V. Carvalho, P. Brandão, "Determinação Automática do Tipo Sanguíneo de Humanos Utilizando Técnicas de Processamento de Imagem", CBIS 2008, 29th November to 3rd December, São Paulo, Brazil.

[17] A. Ferraz, V. Carvalho, P. Brandão, "Automatic Determination of Human Blood Types using Image Processing Techniques", BIODEVICES 2010, 20th-23th January, Valencia, Spain.

[18] A. Ferraz, V. Carvalho e F. Soares, "Development of a Human Blood Type Detection Automatic System", EUROSENSORS XXIV, 5 - 8 de Setembro de 2010, Linz, Austria (aceite para publicação).

[19] Z. H. Zhou, Y. Jiang, Y. B. Yang, S. F. Chen, "Lung cancer cell identification based on artificial neural network ensembles", Elsevier – Artificial Intelligence in Medicine, vol. 24, 2002, pp. 25-36.

[20] N. Pizzi, L. P. Choo, J. Mansfield, M. Jackson, W. C. Halliday, H. H. Mantsch, R. L. Somorjai, "Neural network classification of infrared spectra of control and Alzheimer´s disease tissue", Elsevier – Artificial Intelligence in Medicine, vol. 7, 1995, pp. 67-79.

[21] IMAQ, IMAQ Vision Concepts Manual, National Instruments, Austin, 2004.

[22] T. Klinger, Image Processing with LabVIEW and IMAQ Vision, Prentice Hall, New Jersey, 2003.

[23] C. G. Relf, Image Acquisition and Processing with LabVIEW, CRC Press, 2003.

ANEXO 7

A7. Design of a Mechatronic System for Human Blood Typing in Emergency Situations

[1]Vânia Moreira, [1,2] Ana Ferraz, *IEEE Member*, [1,2]Vítor Carvalho, [1]Filomena Soares, *IEEE Member*
[1]University of Minho,
ALGORITMI Research Centre,
Industrial Electronics Department,
Campus of Azurém
4800-058 Guimarães, Portugal
[2]IPCA-EST, 4750-810 Barcelos, Portugal
vaniascmoreira@gmail.com, id3092@alunos.uminho.pt, {fsoares, vcarvalho}@dei.uminho.pt

[3]José Machado, *IEEE Member*
[3]University of Minho,
CT2M Research Centre
Mechanical Engineering Department,
Campus of Azurém
4800-058 Guimarães, Portugal
jmachado@dem.uminho.pt

Abstract

The determination of human blood type in emergency situations is particular relevant. In accordance to this and considering the development of equipment, based on image processing techniques that can determine the blood type in short time, it was designed a medical device capable of being used in emergency situations. This device is constituted mainly by an embedded system (Liliput), for monitoring and processing blood samples with LabVIEW, a CCD camera, as well as additional electronic hardware to promote mixing of the blood samples with test reagents in addition to lighting intensity control for image capture. The obtained results allow including this equipment in health care units, and in mobile vehicles of medical assistance, due to its small dimensions, high speed response, trusted results, portability, low cost and easy maintenance.

A7.1 Introduction

Currently, when there is the need for a blood transfusion in emergency situations, it is administrated the universal donator blood type O^-, once there is not any equipment in this conditions capable of doing the blood type determination test. As such, this procedure leads to blood type O^- stock rupture in medical centers.

There are several equipments in the market capable of autonomously determining ABO and Rh systems, as *AutoAnalyzer*, manufactured by *Technicon*® enterprise [1,2,3], in 1967. It was the first system being manufactured. It was large equipment and its price was around $30.000. Besides, it had the drawback of needing technical support for its operation (to identify samples, the reactions results interpretation, as well as interpretation and register of results) [1,4]. By the year 1972, it was replaced by the *AutoAnalyzer II* which told apart by its smaller dimensions and for its greater capability in tests processing (around 30 to 60 samples per hour) [4,5]. This equipment left the market in 1997 and it was replaced by a new equipment from *Tecnicon*®, named *AutoAnalyzer3* [5].

Newly, *Immucor* enterprise launched to the market the Echo (2007) and NEO (2010) systems. Both of these systems are entirely autonomous and already offer higher control and speed response flexibility. Although, both yet present high dimensions, being only possible the laboratorial use [6].

Nevertheless, these equipment have distinct ways of proceeding, all of them need to be operated on laboratory (due to high dimensions, low response speed, high costs, among others). Although, sometimes, the manual method of determine blood type is still used once it has lower costs and it is an easier method to apply. The manual test, explained below, named "plate test", which consists of putting two drops one of a sample of blood and another of a reagent, not overlapping them. There are used four plates and, in each one, there is a distinct reagent, anti-A, anti-B, anti-AB and anti-D. Each reagent is mixed with the respective blood sample and after two minutes (maximum), it is observed in which plate agglutination occurs [7]. Figure A7.1 illustrates the configuration for the two possible scenarios.

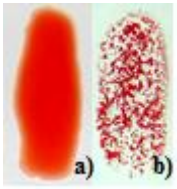


Figure A7.1. a) Presence of agglutination. b) Absence of agglutination [8].

Taking into consideration the occurrence, or not, of agglutination, in each of the four reagents, eight distinct scenarios may occur, as presented in Table A7.2. In this table "✔" means "*exists agglutination*" and "✖" means "*it does not exists agglutination*".

Table A7.2. Possible types of agglutinations [7]

Reagent	Anti-A	Anti-B	Anti-AB	Anti-D	Blood Type
Agglutination	✔	✖	✔	✔	A^+
	✔	✖	✔	✖	A^-
	✖	✔	✔	✔	B^+
	✖	✔	✔	✖	B^-
	✔	✔	✔	✔	AB^+
	✔	✔	✔	✖	AB^-
	✖	✖	✖	✔	O^+
	✖	✖	✖	✖	O^-

Even if it can be stated that the interpretation of eight possible different results is not complex – for human beings reasoning - it must be highlighted the technicians that must interpret and decide fast, under hard stress conditions, can make mistakes on the administration of blood for the patient, with the possible fatal consequences.

It could be a great help, for eradication of those mistakes, the elimination of human intervention during all the process of blood type identification.

So, there is a need for the design and development of equipment, specially focused on solving this problem, capable of determining the patient blood type in emergency situations in an autonomous way. Concerning these possible situations, the equipment should have small dimensions, high response speed, reliable results, portability, low costs and easy handling. This system aims to autonomously operate in emergency situations (eliminating human errors on interpretation) and, with this, reducing the lack of universal donator blood type in health centers.

Consequently, it is an objective of this work to design a mechatronic system capable of doing a similar procedure as the manual method described above, based on an image processing algorithm.

In order to achieve the proposed goals, this paper is divided in three parts. Firstly, the introduction, presented the blood type classification equipment evolution as well as some theoretical considerations and the objective of this work. Secondly, in the prototype development it is described the image processing algorithm used to classify the blood type, as well as the description of all development mechanic hardware, electronic hardware and is integration. Finally, the conclusions and future work are presented.

A7.2. Prototype Development

In the development of the prototype, the following parameters should be taken into account: dimensions, weight, response time and autonomy.

Following this trend the dimensions of the equipment must not be higher than [270x270x155 mm], the weight should be less than 5 kg and the response time should be less than 3 minutes and the autonomy at least 24 hours.

This project started with the development of a new technique based in an image processing algorithm, capable of analyzing, interpret and autonomously classify the obtained agglutination samples results [3,8]. This new technique is based on the fact that as the reaction of agglutination (between blood sample and reagents) is macroscopically visible, the sample images were captured in real size, using a CCD camera (Sony Cyber-shot DSC-S750) with 7.2 megapixel resolution. The acquired images were then analyzed by using an image processing tool developed using the IMAQ Vision software from National Instruments Figure A7.2 shows the schematic of the image processing techniques developed [9].

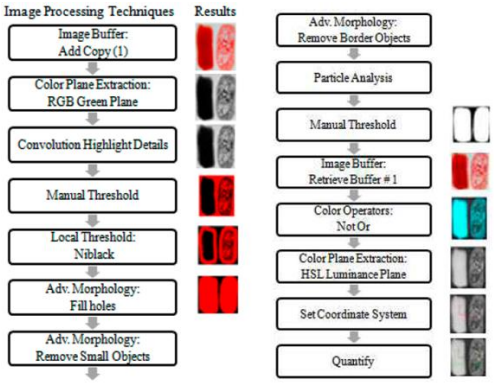


Figure A7.2. Image Processing Techniques Developed [9].

Considering several tests performed, it was verified that when agglutination occurs in the blood/serum mixture, the standard deviation values of the analyzed image (available in the quantify function, that returns area, average value, standard deviation, minimum value and maximum value of the image) are higher than 16. With this data it is possible to correctly classify the blood type.

A7.2.1.Prototype Hardware/Prototype Design

The project's task consisted of developing a device able to satisfy the objectives, described before and corresponding to the manual method, "plate test".

After several trials, the following solution, presented in Figure A7.3, was obtained.

This equipment is composed by four sub-assemblies presented in Figure A7.3.

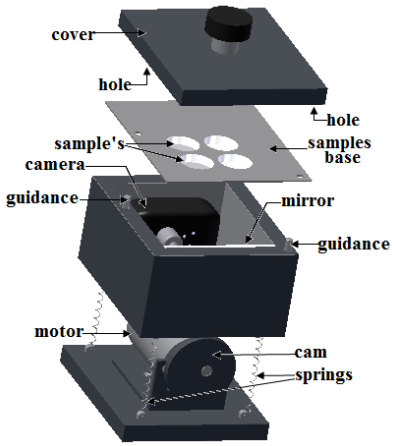


Figure A7.3. Machine [100x85x145 mm]

One sub-assembly, on bottom, is composed by the basis of the equipment, a mechanical support for the electric motor, a cam coupled to the motor shaft and four traction springs that must support the weight of all equipment.

On the immediately upper level, the equipment is composed by a box that contains the camera responsible for image capturing and a mirror that is used to reflect the image, in order to allow a lower height of the box.

On the superior limit of the box, it is previewed the use of the samples base, transparent, in order to allow the image capturing in good conditions. This part is guided, by a guidance system, in order to avoid human mistakes when placing the samples base. It must be highlighted that the correct placement of the samples base is crucial for avoiding human mistakes interpreting the results. In such way, it is impossible – by mechanical constraints – to place the samples base on a wrong manner.

Finally, on the upper level it is used a cover which main function is to fix the samples base. Other function, associated with the cover, is to avoid that natural light interferes with the image analysis. The cover is fixed to the box that contains the camera, by using magnets associated to the guidance system. This way, it is assured that the cover is fixed when the motor and cam are being moved in order to allow the mixture of the blood and respective reagents.

For this approach, it was considered that both blood and reagents will have to be manually inserted in the samples base part, since these materials must be preserved in cold temperature environments and any variation could lead to alterations in systems results.

The selected material was aluminum because it is opaque and also because it has low density, it is no expensive and is easy to process.

At this moment, tests are being performed in order to obtain the final system, based on the junction of all the sub-assemblies of the equipment.

Concerning the equipment electrical system, it is divided in three parts: lighting control, motor drive and microcontroller. All these systems will operate autonomously; a battery is used as power source, Figure A7.4.

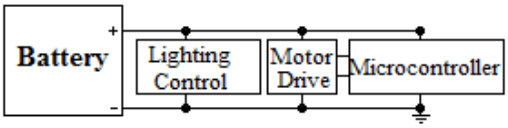


Figure A7.4. Electrical Diagram.

Toward lighting control, two leds (12.675/3/B/C/7K) will illuminate the box where the camera is placed, in order acquire proper images. The led intensity was determined by trial and error.

The DC motor (Gear Box Motor, 12V, 250rpm) triggering will have a drive connected to the analog outputs of the microcontroller to control the motor direction and speed.

The microcontroller (Arduino Duemilanove) will control the machine having into account the parameters of pressure and encoder sensors. One of the most important aspects, for the controller behavior, is the control of the cam, making that it is guaranteed, always, that the bottom dead centre is reached on the beginning of each test performed by the equipment. Also a pressure sensor is used with the purpose of detecting if the equipment is able to work, namely if the cover is placed in the correct position. If the equipment is not able to start, it is not possible to perform the machine's test until these sub-assemblies are correctly placed in the machine.

A7.2.2. Prototype Hardware and Control Interface Integration

After the development of the hardware, it was needed to implement the interface with the developed software of image processing. The embedded system Liliput GK-7000 was considered, once it provides suitable performance characteristics; its operating system is Windows CE 5.0. So, the blood type detection machine will allow performing the mechanical and electronic procedures and the embedded system will be able

to receive image data and based on the image processing procedure, return the sample blood type. In order to integrate these two components, it was designed the mechatronic system [270x270x155 mm] presenting in Figure A7.5.

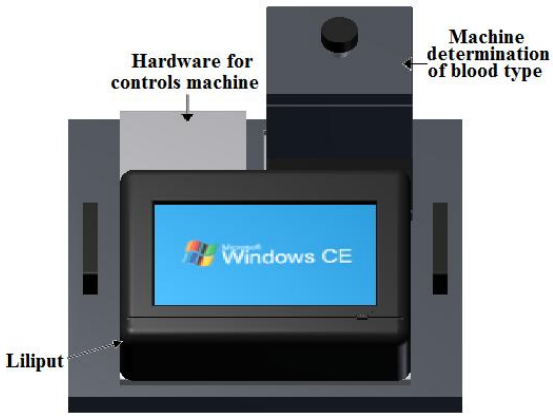


Figure A7.5. Mechatronic System for Human Blood Typing in Emergency Situations

The flowchart in Figure A7.6 illustrates the machine procedures.

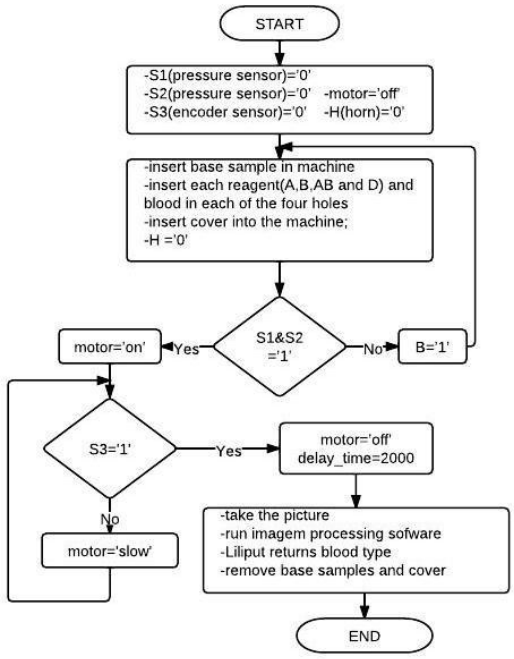


Figure A7.6. Machine's Flowchart

The developed system operation considers the following procedures:

1. Insert a drop of blood and anti-A, B, C and D reagents in each sample base hole;

2. Place samples base and cover according to the guidance. If an error does not occur (verified by pressure sensors), the machine goes to the next step;

3. Triggering the motor. The consequent movement drives the cam (which is coupled with the motor shaft) to rotate and cause the vertical movement of the equipment. This movement is responsible for the mixing of both blood and reagent.

4. To control the cam positioning system guaranteeing reaching the bottom dead centre of the cam for the beginning of each cycle;

5. The image acquisition is performed by the camera (image reflected through a mirror) and sent to the Liliput;

6. At last, the Liliput returns the sample's blood type.

A7.3 Conclusions and Future Work

Blood typing is an important aspect in transfusion operations. This situation may be critical in emergency situations.

Following this trend, the formulation of this work includes the development of a prototype for automatic blood type classification, of small dimensions, high portability, low cost and easy integration in real life contexts (ambulances and health care units).

The system is being tested in laboratorial environment and in the near future it will be tested in clinics.

Future works will take in account the prototype's structural improvement, using lighter materials, increasing its portability as well as including communication modules and user´s interface.

References

[A7.1] "Blood Policy and Technology", Washington, *Office of Technology Assessment*, pp. 87-90, 1985.

[A7.2] D. Meade, J. Stewart and B. P. Moore, "Automation in the Blood Transfusion Laboratory", *Canadian Medical Association Journal*, vol.101 (9), pp. 35-39, 1969.

[A7.3] A. Ferraz, "Caracterização de Amostras Sanguíneas Recorrendo a Técnicas de Processamento de Imagem", Master Thesis, *University of Minho*, Braga, Portugal, 2010.

[A7.4] P. Sturgeon, "Immunohematology" *Journal of Blood Group Serology and Education*, vol. 17 (4), 2001.

[A7.5] AutoAnalyzer: http://www.seal-analytical.com/Products/AutoAnalyzerII/tabid/108/Default.aspx (accessed in June 2012)

[A7.6] Echo and Neo from Immucor: http://investor.immucor.com/2010AR/BLUD_AR10_WEB_opt_bkmk.pdf (accessed in June 2012).

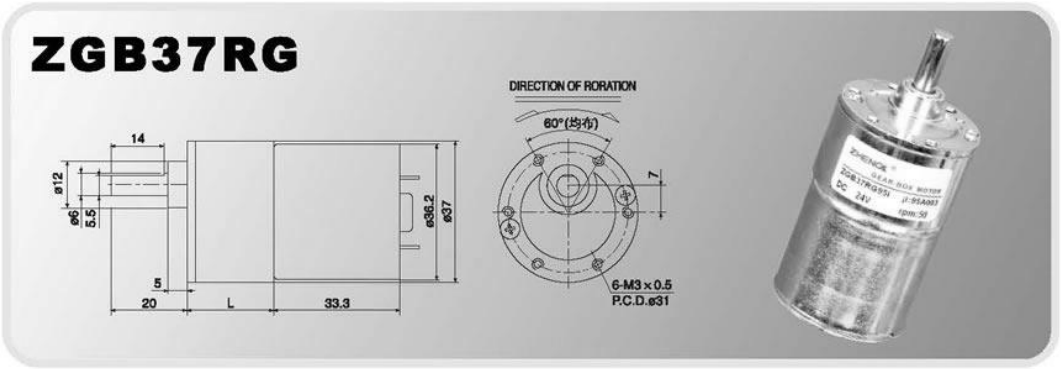
[A7.7] Method of human blood types determination: http://www.prof2000.pt/users/csilvana/Metod.html (accessed in June 2012).

[A7.8] A. Ferraz, V. Moreira, D. Silva, V. Carvalho and F. Soares, "Automatic system for blood type classification using image processing techniques", *Biodevices 2011*, Rome, Italy, 26-29 January 2011.

[A7.9] A. Ferraz, V. Moreira, V. Carvalho and F. Soares, "Automatic system of human blood types determination", *1º Encontro Nacional de Bioengenharia*, Lisbon, Portugal IST, 1-4 March 2011.

ANEXO 8

A8. Datasheet do Motor



■ Technical Data

Voltage(VDC)	12V	12V	12V	12V	12V	24V	24V	24V	24V	24V
Motor Model	25G	50G	50G	50G	50G	35G	50G	50G	50G	50G
Reduction Ratio	1/516	1/227	1/148	1/95	1/47.5	1/516	1/227	1/148	1/95	1/47.5
Gearbox Length(mm)	30.5	29.5	26.5	26.5	24.5	30.5	29.5	26.5	26.5	24.5
No-Load Speed(Rpm)	5	20	30	50	100	6	20	30	50	100
Rated Speed(Rpm)	3.5	14	21	35	70	4.2	14	21	35	70
Rated Torque(Kg.cm)	15	15	12	7.2	3.6	15	13	8.6	4.8	2.6
Rated Current(Amp)	0.18	0.92	0.92	0.92	0.92	0.33	0.33	0.33	0.33	0.33

ANEXO 9

A9. Datasheet LN298

L298

DUAL FULL-BRIDGE DRIVER

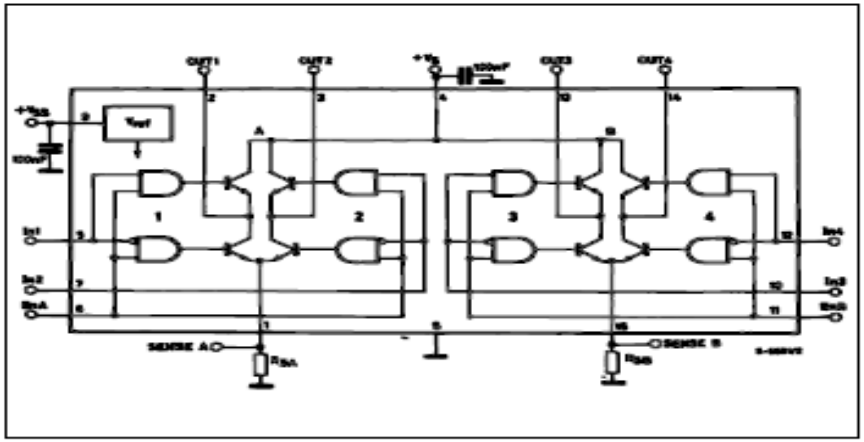
- OPERATING SUPPLY VOLTAGE UP TO 46 V
- TOTAL DC CURRENT UP TO 4 A
- LOW SATURATION VOLTAGE
- OVERTEMPERATURE PROTECTION
- LOGICAL "0" INPUT VOLTAGE UP TO 1.5 V (HIGH NOISE IMMUNITY)

ORDERING NUMBERS : L298N (Multiwatt Vert.)
L298HN (Multiwatt Horiz.)
L298P (PowerSO20)

DESCRIPTION

The L298 is an integrated monolithic circuit in a 15-lead Multiwatt and PowerSO20 packages. It is a high voltage, high current dual full-bridge driver designed to accept standard TTL logic levels and drive inductive loads such as relays, solenoids, DC and stepping motors. Two enable inputs are provided to enable or disable the device independently of the input signals. The emitters of the lower transistors of each bridge are connected together and the corresponding external terminal can be used for the connection of an external sensing resistor. An additional supply input is provided so that the logic works at a lower voltage.

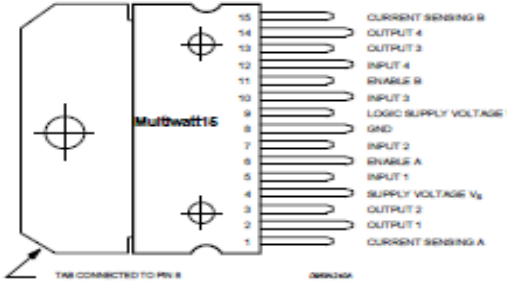
BLOCK DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_S	Power Supply	50	V
V_{SS}	Logic Supply Voltage	7	V
V_i, V_{en}	Input and Enable Voltage	−0.3 to 7	V
I_O	Peak Output Current (each Channel) – Non Repetitive (t = 100µs) –Repetitive (80% on –20% off; t_{on} = 10ms) –DC Operation	 3 2.5 2	 A A A
V_{sens}	Sensing Voltage	−1 to 2.3	V
P_{tot}	Total Power Dissipation (T_{case} = 75°C)	25	W
T_{op}	Junction Operating Temperature	−25 to 130	°C
T_{stg}, T_j	Storage and Junction Temperature	−40 to 150	°C

PIN CONNECTIONS (top view)



THERMAL DATA

Symbol	Parameter		PowerSO20	Multiwatt16	Unit
$R_{th\ j\text{-case}}$	Thermal Resistance Junction-case	Max.	–	3	°C/W
$R_{th\ j\text{-amb}}$	Thermal Resistance Junction-ambient	Max.	13 (*)	35	°C/W

(*) Mounted on aluminum substrate

PIN FUNCTIONS (refer to the block diagram)

MW.16	PowerSO	Name	Funotion
1;15	2;19	Sense A; Sense B	Between this pin and ground is connected the sense resistor to control the current of the load.
2;3	4;5	Out 1; Out 2	Outputs of the Bridge A; the current that flows through the load connected between these two pins is monitored at pin 1.
4	6	V_S	Supply Voltage for the Power Output Stages. A non-inductive 100nF capacitor must be connected between this pin and ground.
5;7	7;9	Input 1; Input 2	TTL Compatible Inputs of the Bridge A.
6;11	8;14	Enable A; Enable B	TTL Compatible Enable Input: the L state disables the bridge A (enable A) and/or the bridge B (enable B).
8	1,10,11,20	GND	Ground.
9	12	VSS	Supply Voltage for the Logic Blocks. A100nF capacitor must be connected between this pin and ground.
10; 12	13;15	Input 3; Input 4	TTL Compatible Inputs of the Bridge B.
13; 14	16;17	Out 3; Out 4	Outputs of the Bridge B. The current that flows through the load connected between these two pins is monitored at pin 15.
–	3;18	N.C.	Not Connected

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (V_S = 42V; V_{SS} = 5V, T_j = 25°C; unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
V_S	Supply Voltage (pin 4)	Operative Condition	V_{IH} +2.5		46	V
V_{SS}	Logic Supply Voltage (pin 9)		4.5	5	7	V
I_S	Quiescent Supply Current (pin 4)	V_{en} = H; I_L = 0 V_i = L V_i = H		13 50	22 70	mA mA
		V_{en} = L V_i = X			4	mA
I_{SS}	Quiescent Current from V_{SS} (pin 9)	V_{en} = H; I_L = 0 V_i = L V_i = H		24 7	36 12	mA mA
		V_{en} = L V_i = X			6	mA
V_{IL}	Input Low Voltage (pins 5, 7, 10, 12)		−0.3		1.5	V
V_{IH}	Input High Voltage (pins 5, 7, 10, 12)		2.3		VSS	V
I_{IL}	Low Voltage Input Current (pins 5, 7, 10, 12)	V_i = L			−10	µA
I_{IH}	High Voltage Input Current (pins 5, 7, 10, 12)	V_i = H ≤ V_{SS} −0.6V		30	100	µA
V_{en} = L	Enable Low Voltage (pins 6, 11)		−0.3		1.5	V
V_{en} = H	Enable High Voltage (pins 6, 11)		2.3		V_{SS}	V
I_{en} = L	Low Voltage Enable Current (pins 6, 11)	V_{en} = L			−10	µA
I_{en} = H	High Voltage Enable Current (pins 6, 11)	V_{en} = H ≤ V_{SS} −0.6V		30	100	µA
$V_{CE(sat)(H)}$	Source Saturation Voltage	I_L = 1A I_L = 2A	0.95	1.35 2	1.7 2.7	V V
$V_{CE(sat)(L)}$	Sink Saturation Voltage	I_L = 1A (5) I_L = 2A (5)	0.85	1.2 1.7	1.6 2.3	V V
$V_{CE(sat)}$	Total Drop	I_L = 1A (5) I_L = 2A (5)	1.80		3.2 4.9	V V
V_{sens}	Sensing Voltage (pins 1, 15)		−1 (1)		2	V

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
T_1 (V_i)	Source Current Turn-off Delay	0.5 V_i to 0.9 I_L (2); (4)		1.5		µs
T_2 (V_i)	Source Current Fall Time	0.9 I_L to 0.1 I_L (2); (4)		0.2		µs
T_3 (V_i)	Source Current Turn-on Delay	0.5 V_i to 0.1 I_L (2); (4)		2		µs
T_4 (V_i)	Source Current Rise Time	0.1 I_L to 0.9 I_L (2); (4)		0.7		µs
T_5 (V_i)	Sink Current Turn-off Delay	0.5 V_i to 0.9 I_L (3); (4)		0.7		µs
T_6 (V_i)	Sink Current Fall Time	0.9 I_L to 0.1 I_L (3); (4)		0.25		µs
T_7 (V_i)	Sink Current Turn-on Delay	0.5 V_i to 0.9 I_L (3); (4)		1.6		µs
T_8 (V_i)	Sink Current Rise Time	0.1 I_L to 0.9 I_L (3); (4)		0.2		µs
fc (V_i)	Commutation Frequency	I_L = 2A		25	40	KHz
T_1 (V_{en})	Source Current Turn-off Delay	0.5 V_{en} to 0.9 I_L (2); (4)		3		µs
T_2 (V_{en})	Source Current Fall Time	0.9 I_L to 0.1 I_L (2); (4)		1		µs
T_3 (V_{en})	Source Current Turn-on Delay	0.5 V_{en} to 0.1 I_L (2); (4)		0.3		µs
T_4 (V_{en})	Source Current Rise Time	0.1 I_L to 0.9 I_L (2); (4)		0.4		µs
T_5 (V_{en})	Sink Current Turn-off Delay	0.5 V_{en} to 0.9 I_L (3); (4)		2.2		µs
T_6 (V_{en})	Sink Current Fall Time	0.9 I_L to 0.1 I_L (3); (4)		0.35		µs
T_7 (V_{en})	Sink Current Turn-on Delay	0.5 V_{en} to 0.9 I_L (3); (4)		0.25		µs
T_8 (V_{en})	Sink Current Rise Time	0.1 I_L to 0.9 I_L (3); (4)		0.1		µs

1) 1)Sensing voltage can be −1 V for t ≤ 50 µsec; in steady state V_{sens} min ≥ −0.5 V.
2) See fig. 2.
3) See fig. 4.
4) The load must be a pure resistor.

Figure 1 : Typical Saturation Voltage vs. Output Current.

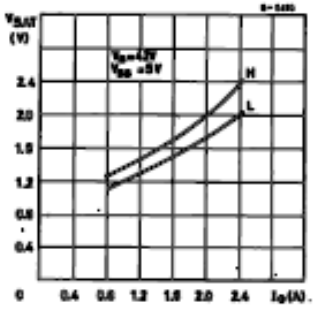
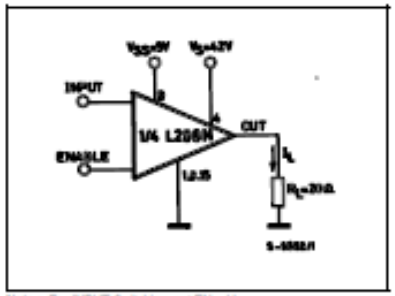


Figure 2 : Switching Times Test Circuits.



Note : For INPUT Switching, set EN = H
For ENABLE Switching, set IN = H

Figure 3 : Source Current Delay Times vs. Input or Enable Switching.

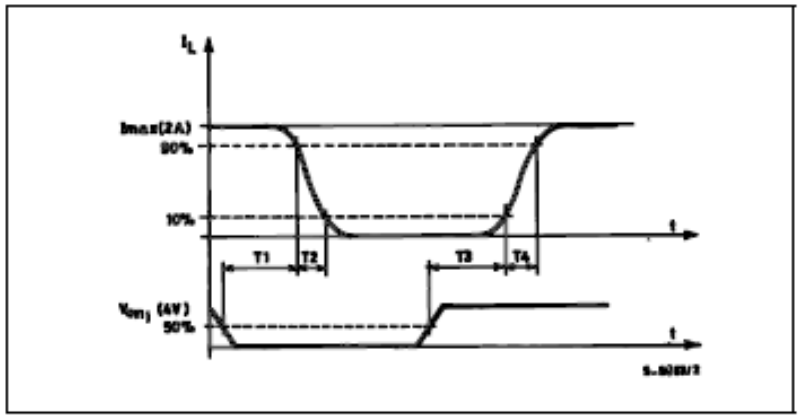
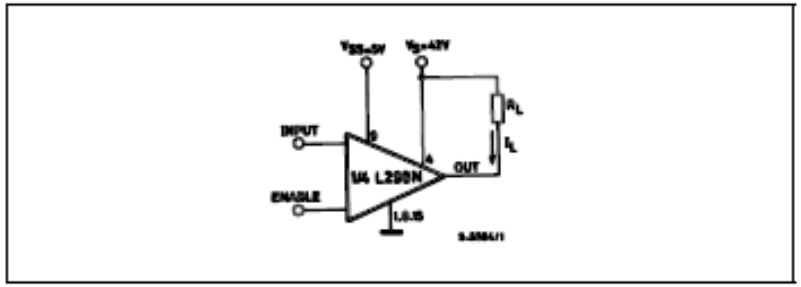


Figure 4 : Switching Times Test Circuits.



Note : For INPUT Switching, set EN = H
For ENABLE Switching, set IN = L

Figure 5 : Sink Current Delay Times vs. Input 0 V Enable Switching.

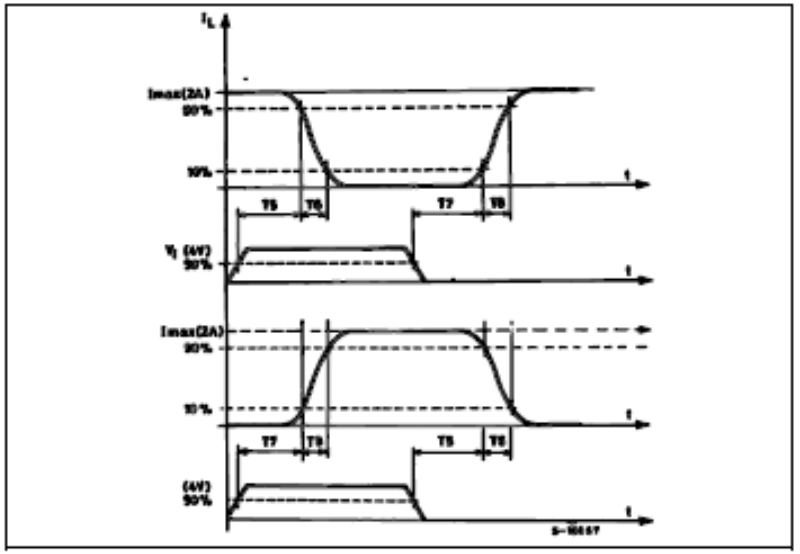
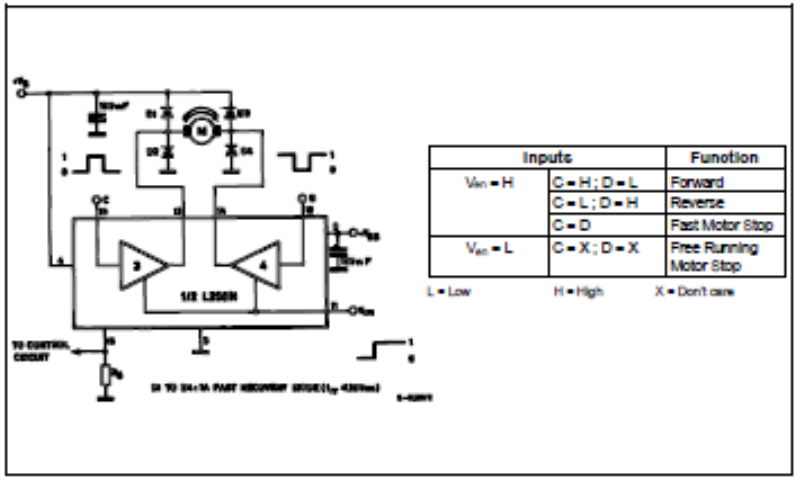


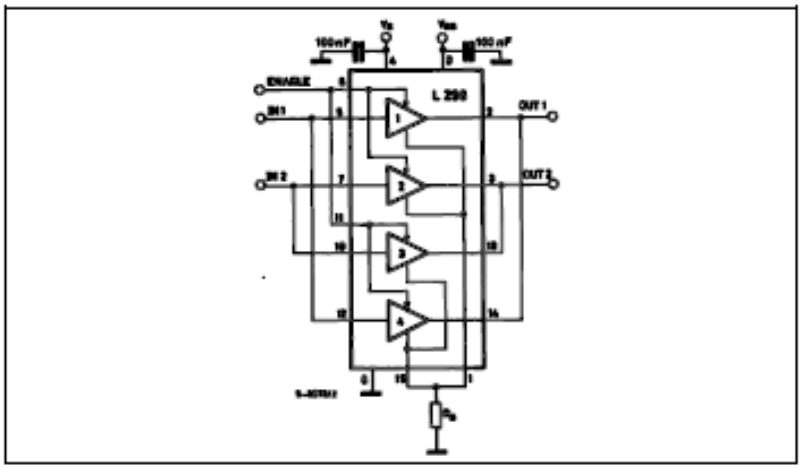
Figure 6 : Bidirectional DC Motor Control.



Inputs		Funotion
V_{en} = H	C = H ; D = L	Forward
	C = L ; D = H	Reverse
	C = D	Fast Motor Stop
V_{en} = L	C = X ; D = X	Free Running Motor Stop

L = Low H = High X = Don't care

Figure 7 : For higher currents, outputs can be paralleled. Take care to parallel channel 1 with channel 4 and channel 2 with channel 3.



APPLICATION INFORMATION (Refer to the block diagram)

1.1. POWER OUTPUT STAGE

The L298 integrates two power output stages (A ; B). The power output stage is a bridge configuration and its outputs can drive an inductive load in common or differenzial mode, depending on the state of the inputs. The current that flows through the load comes out from the bridge at the sense output : an external resistor (R_{SA} ; R_{SB}.) allows to detect the intensity of this current.

1.2. INPUT STAGE

Each bridge is driven by means of four gates the input of which are In1 ; In2 ; EnA and In3 ; In4 ; EnB. The In inputs set the bridge state when The En input is high ; a low state of the En input inhibits the bridge. All the inputs are TTL compatible.

2. SUGGESTIONS

A non inductive capacitor, usually of 100 nF, must be foreseen between both Vs and Vss, to ground, as near as possible to GND pin. When the large capacitor of the power supply is too far from the IC, a second smaller one must be foreseen near the L298.

The sense resistor, not of a wire wound type, must be grounded near the negative pole of Vs that must be near the GND pin of the I.C.

Each input must be connected to the source of the driving signals by means of a very short path.

Turn-On and Turn-Off : Before to Turn-ON the Supply Voltage and before to Turn it OFF, the Enable input must be driven to the Low state.

3. APPLICATIONS

Fig 6 shows a bidirectional DC motor control Schematic Diagram for which only one bridge is needed. The external bridge of diodes D1 to D4 is made by four fast recovery elements ($t_{rr} \leq 200$ nsec) that must be chosen of a VF as low as possible at the worst case of the load current.

The sense output voltage can be used to control the current amplitude by chopping the inputs, or to provide overcurrent protection by switching low the enable input.

The brake function (Fast motor stop) requires that the Absolute Maximum Rating of 2 Amps must never be overcome.

When the repetitive peak current needed from the load is higher than 2 Amps, a paralleled configuration can be chosen (See Fig.7).

An external bridge of diodes are required when inductive loads are driven and when the inputs of the IC are chopped ; Shottky diodes would be preferred.

This solution can drive until 3 Amps in DC operation and until 3.5 Amps of a repetitive peak current.

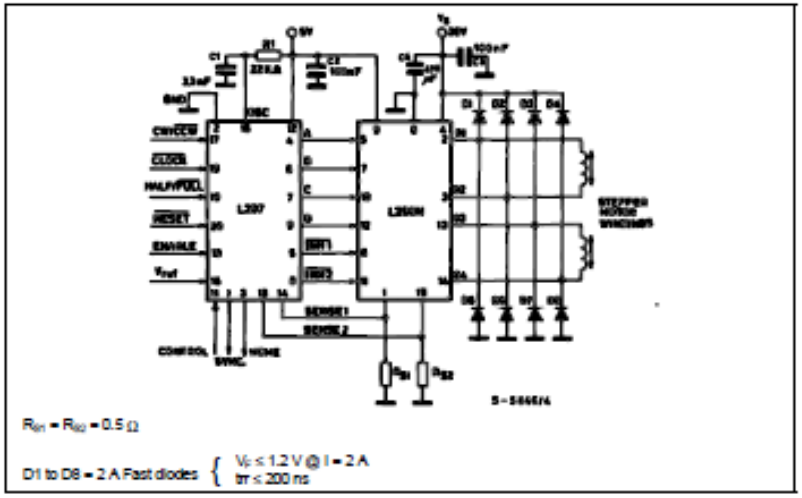
On Fig 8 it is shown the driving of a two phase bipolar stepper motor ; the needed signals to drive the inputs of the L298 are generated, in this example, from the IC L297.

Fig 9 shows an example of P.C.B. designed for the application of Fig 8.

Fig 10 shows a second two phase bipolar stepper motor control circuit where the current is controlled by the I.C. L6506.

Figure 8 : Two Phase Bipolar Stepper Motor Circuit.

This circuit drives bipolar stepper motors with winding currents up to 2 A. The diodes are fast 2 A types.



$R_{S1} = R_{S2} = 0.5\ \Omega$

D1 to D8 = 2 A Fast diodes { $V_F \leq 1.2$ V @ I = 2 A ; $t_{rr} \leq 200$ ns

Figure 9 : Suggested Printed Circuit Board Layout for the Circuit of fig. 8 (1:1 scale).

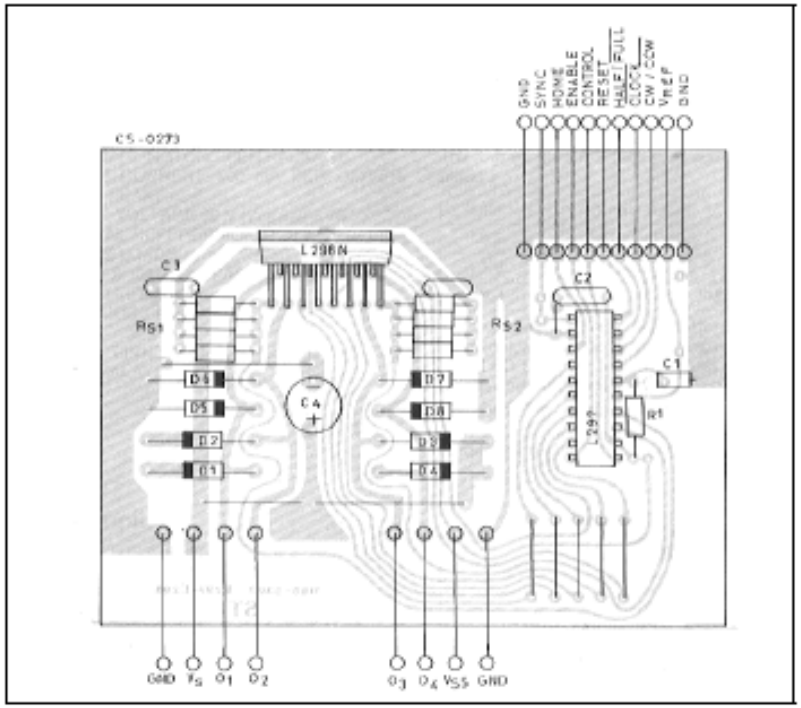
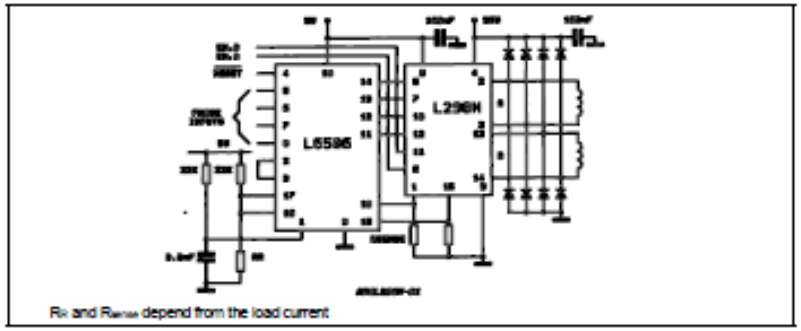


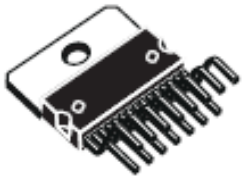
Figure 10 : Two Phase Bipolar Stepper Motor Control Circuit by Using the Current Controller L6506.



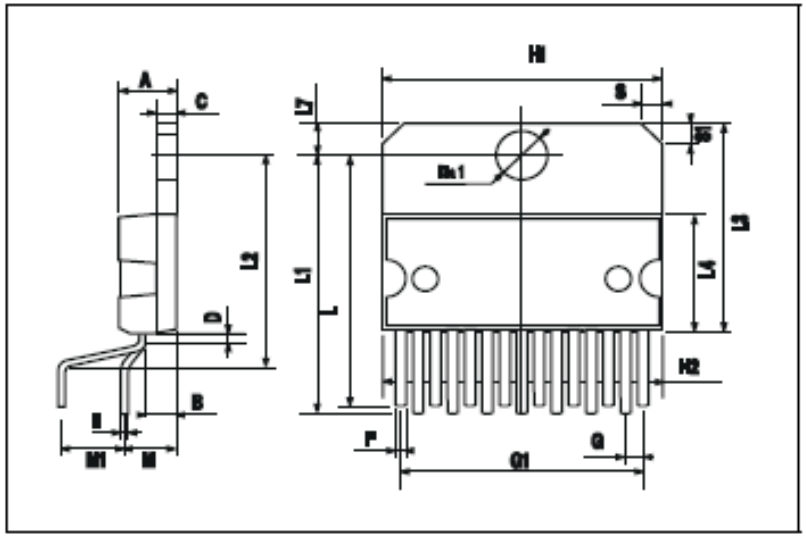
R_{sr} and R_{sense} depend from the load current

DIM.	mm			inch		
	MIN.	TYP.	MAX.	MIN.	TYP.	MAX.
A			5			0.197
B			2.65			0.104
C			1.6			0.063
D		1			0.039	
E	0.49		0.55	0.019		0.022
F	0.66		0.75	0.026		0.030
G	1.02	1.27	1.52	0.040	0.050	0.060
G1	17.53	17.78	18.03	0.690	0.700	0.710
H1	19.6			0.772		
H2			20.2			0.795
L	21.9	22.2	22.5	0.862	0.874	0.886
L1	21.7	22.1	22.5	0.854	0.870	0.886
L2	17.65		18.1	0.695		0.713
L3	17.25	17.5	17.75	0.679	0.689	0.699
L4	10.3	10.7	10.9	0.406	0.421	0.429
L7	2.65		2.9	0.104		0.114
M	4.25	4.55	4.85	0.167	0.179	0.191
M1	4.63	5.08	5.53	0.182	0.200	0.218
S	1.9		2.6	0.075		0.102
S1	1.9		2.6	0.075		0.102
Dia1	3.65		3.85	0.144		0.152

OUTLINE AND MECHANICAL DATA

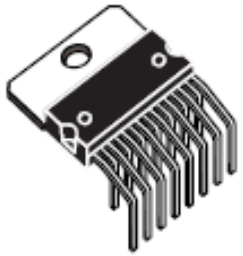


Multiwatt15 V

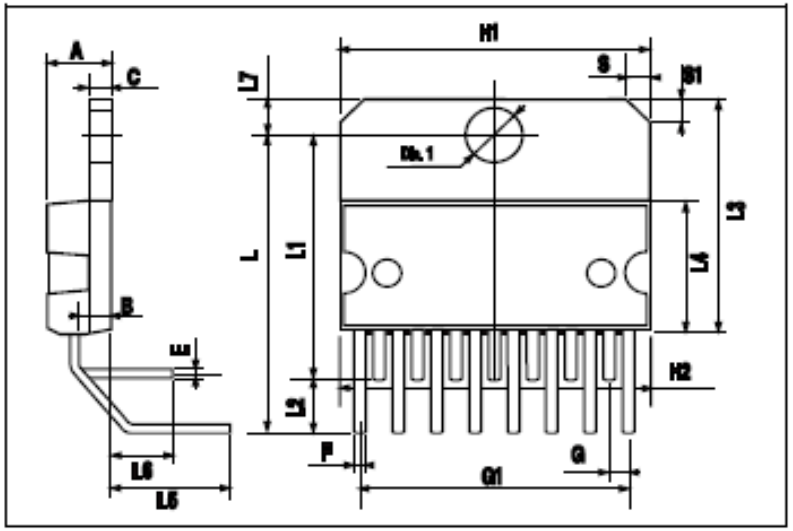


DIM.	mm			inch		
	MIN.	TYP.	MAX.	MIN.	TYP.	MAX.
A			5			0.197
B			2.65			0.104
C			1.6			0.063
E	0.49		0.55	0.019		0.022
F	0.66		0.75	0.026		0.030
G	1.14	1.27	1.4	0.045	0.050	0.055
G1	17.57	17.78	17.91	0.692	0.700	0.705
H1	19.6			0.772		
H2			20.2			0.795
L		20.57			0.810	
L1		18.03			0.710	
L2		2.54			0.100	
L3	17.25	17.5	17.75	0.679	0.689	0.699
L4	10.3	10.7	10.9	0.406	0.421	0.429
L5		5.28			0.208	
L6		2.38			0.094	
L7	2.65		2.9	0.104		0.114
S	1.9		2.6	0.075		0.102
S1	1.9		2.6	0.075		0.102
Dia1	3.65		3.85	0.144		0.152

OUTLINE AND MECHANICAL DATA



Multiwatt15 H



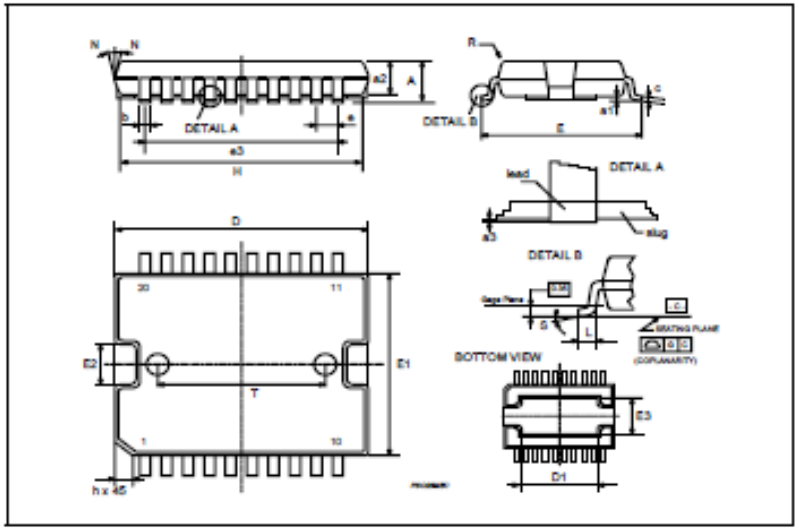
DIM.	mm			inch		
	MIN.	TYP.	MAX.	MIN.	TYP.	MAX.
A			3.6			0.142
a1	0.1		0.3	0.004		0.012
a2			3.3			0.130
a3	0		0.1	0.000		0.004
b	0.4		0.53	0.016		0.021
c	0.23		0.32	0.009		0.013
D (1)	15.8		16	0.622		0.630
D1	9.4		9.8	0.370		0.386
E	13.9		14.5	0.547		0.570
e		1.27			0.050	
e3		11.43			0.450	
E1 (1)	10.9		11.1	0.429		0.437
E2			2.9			0.114
E3	5.8		6.2	0.228		0.244
G	0		0.1	0.000		0.004
H	15.5		15.9	0.610		0.626
h			1.1			0.043
L	0.8		1.1	0.031		0.043
N	10° (max.)					
S	8° (max.)					
T		10			0.394	

(1) "D and F" do not include mold flash or protrusions.
- Mold flash or protrusions shall not exceed 0.15 mm (0.006").
- Critical dimensions: "E", "G" and "e3"

OUTLINE AND MECHANICAL DATA

JEDEC MO-166

PowerSO20



Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of STMicroelectronics. Specification mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics

© 2000 STMicroelectronics – Printed in Italy – All Rights Reserved

STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES

Australia - Brazil - China - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Italy - Japan - Malaysia - Malta - Morocco - Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom - U.S.A.

http://www.st.com

ANEXO 10

A10. Datasheet LM7805

FAIRCHILD
SEMICONDUCTOR®

www.fairchildsemi.com

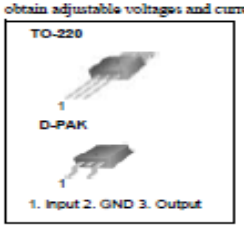
MC78XX/LM78XX/MC78XXA
3-Terminal 1A Positive Voltage Regulator

Features

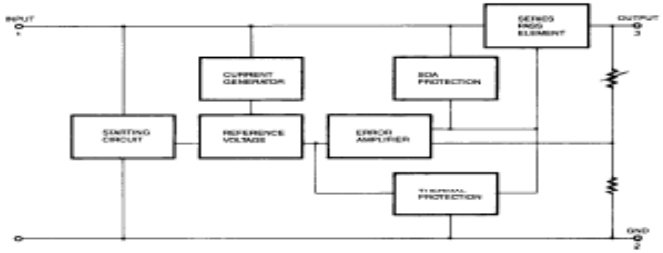
- Output Current up to 1A
- Output Voltages of 5, 6, 8, 9, 10, 12, 15, 18, 24V
- Thermal Overload Protection
- Short Circuit Protection
- Output Transistor Safe Operating Area Protection

Description

The MC78XX/LM78XX/MC78XXA series of three terminal positive regulators are available in the TO-220/D-PAK package and with several fixed output voltages, making them useful in a wide range of applications. Each type employs internal current limiting, thermal shut down and safe operating area protection, making it essentially indestructible. If adequate heat sinking is provided, they can deliver over 1A output current. Although designed primarily as fixed voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable voltages and currents.



Internal Block Digram



Rev. 1.0.1

©2001 Fairchild Semiconductor Corporation

Absolute Maximum Ratings

Parameter	Symbol	Value	Unit
Input Voltage (for V_O = 5V to 18V) (for V_O = 24V)	V_I V_I	35 40	V V
Thermal Resistance Junction-Cases (TO-220)	$R_{\theta JC}$	5	°C/W
Thermal Resistance Junction-Air (TO-220)	$R_{\theta JA}$	65	°C/W
Operating Temperature Range	T_{OPR}	0 ~ +125	°C
Storage Temperature Range	T_{STG}	-65 ~ +150	°C

Electrical Characteristics (MC7805/LM7805)

(Refer to test circuit ,0°C < T_J < 125°C, I_O = 500mA, V_I = 10V, C_I= 0.33µF, C_O= 0.1µF, unless otherwise specified)

Parameter	Symbol	Conditions		MC7805/LM7805 Min.	Typ.	Max.	Unit
Output Voltage	V_O	T_J =+25 °C		4.8	5.0	5.2	V
		5.0mA ≤ I_O ≤ 1.0A, P_O ≤ 15W V_I = 7V to 20V		4.75	5.0	5.25	V
Line Regulation (Note1)	Regline	T_J=+25 °C	V_O = 7V to 25V	-	4.0	100	mV
			V_I = 8V to 12V	-	1.6	50	mV
Load Regulation (Note1)	Regload	T_J=+25 °C	I_O = 5.0mA to1.5A	-	9	100	mV
			I_O =250mA to 750mA	-	4	50	mV
Quiescent Current	I_Q	T_J =+25 °C		-	5.0	8.0	mA
Quiescent Current Change	ΔI_Q	I_O = 5mA to 1.0A		-	0.03	0.5	mA
		V_I= 7V to 25V		-	0.3	1.3	mA
Output Voltage Drift	$\Delta V_O/\Delta T$	I_O= 5mA		-	-0.8	-	mV/ °C
Output Noise Voltage	V_N	f = 10Hz to 100KHz, T_A=+25 °C		-	42	-	µV/Vo
Ripple Rejection	RR	f = 120Hz V_O = 8V to 18V		62	73	-	dB
Dropout Voltage	V_{Drop}	I_O = 1A, T_J =+25 °C		-	2	-	V
Output Resistance	r_O	f = 1KHz		-	15	-	mΩ
Short Circuit Current	I_{SC}	V_I = 35V, T_A =+25 °C		-	230	-	mA
Peak Current	I_{PK}	T_J =+25 °C		-	2.2	-	A

Note:
1. Load and line regulation are specified at constant junction temperature. Changes in V_O due to heating effects must be taken into account separately. Pulse testing with low duty is used.

Electrical Characteristics (MC7806)

(Refer to test circuit ,0°C < T_J < 125°C, I_O = 500mA, V_I =11V, C_I= 0.33µF, C_O= 0.1µF, unless otherwise specified)

Parameter	Symbol	Conditions		MC7806 Min.	MC7806 Typ.	MC7806 Max.	Unit
Output Voltage	V_O	T_J =+25 °C		5.75	6.0	6.25	V
		5.0mA ≤ I_O ≤ 1.0A, P_O ≤ 15W V_I = 8.0V to 21V		5.7	6.0	6.3	
Line Regulation (Note1)	Regline	T_J =+25 °C	V_I = 8V to 25V	-	5	120	mV
			V_I = 9V to 13V	-	1.5	60	
Load Regulation (Note1)	Regload	T_J =+25 °C	I_O =5mA to 1.5A	-	9	120	mV
			I_O =250mA to750A	-	3	60	
Quiescent Current	I_Q	T_J =+25 °C		-	5.0	8.0	mA
Quiescent Current Change	ΔI_Q	I_O = 5mA to 1A		-	-	0.5	mA
		V_I = 8V to 25V		-	-	1.3	
Output Voltage Drift	$\Delta V_O/\Delta T$	I_O = 5mA		-	-0.8	-	mV/ °C
Output Noise Voltage	V_N	f = 10Hz to 100KHz, T_A =+25 °C		-	45	-	µV/Vo
Ripple Rejection	RR	f = 120Hz V_I = 9V to 19V		59	75	-	dB
Dropout Voltage	V_{Drop}	I_O = 1A, T_J =+25 °C		-	2	-	V
Output Resistance	r_O	f = 1KHz		-	19	-	mΩ
Short Circuit Current	I_{SC}	V_I= 35V, T_A=+25 °C		-	250	-	mA
Peak Current	I_{PK}	T_J =+25 °C		-	2.2	-	A

Note:

1. Load and line regulation are specified at constant junction temperature. Changes in VO due to heating effects must be taken into account separately. Pulse testing with low duty is used.

Typical Perfomance Characteristics

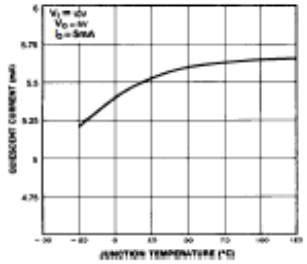


Figure 1. Quiescent Current

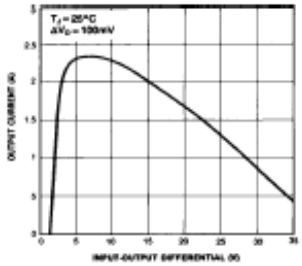


Figure 2. Peak Output Current

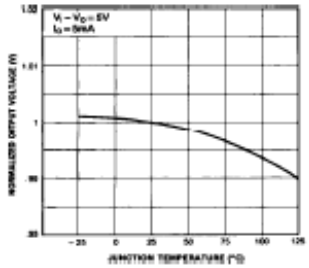


Figure 3. Output Voltage

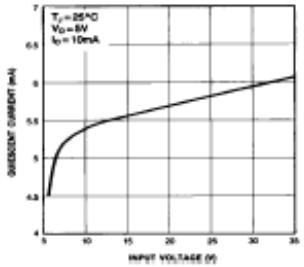


Figure 4. Quiescent Current

Typical Applications

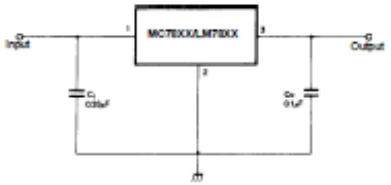


Figure 6. DC Parameters

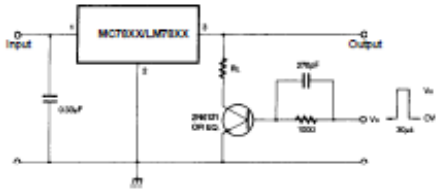


Figure 6. Load Regulation

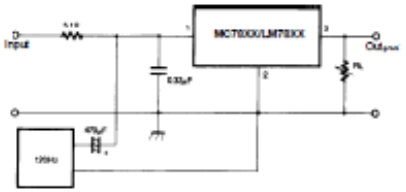


Figure 7. Ripple Rejection

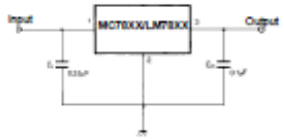


Figure 8. Fixed Output Regulator

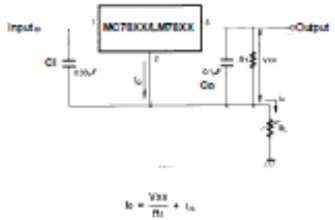


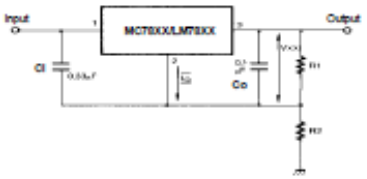
Figure 9. Constant Current Regulator

Notes:

(1) To specify an output voltage, substitute voltage value for "XX." A common ground is required between the input and the Output voltage. The input voltage must remain typically 2.0V above the output voltage even during the low point on the input ripple voltage.

(2) C_I is required if regulator is located an appreciable distance from power supply filter.

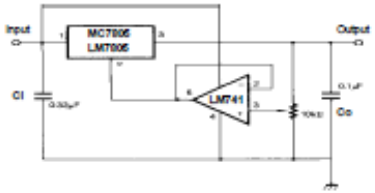
(3) C_O improves stability and transient response.



$I_{R1} \geq 5IQ$

$V_O = V_{XX}(1+R_2/R_1)+I_QR_2$

Figure 10. Circuit for Increasing Output Voltage



$I_{R1} \geq 5\ I_Q$

$VO = VXX(1+R2/R1)+IQR2$

Figure 11. Adjustable Output Regulator (7 to 30V)

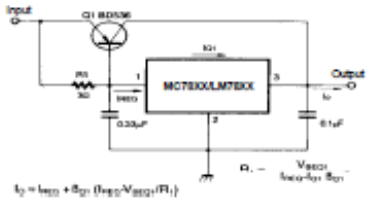


Figure 12. High Current Voltage Regulator

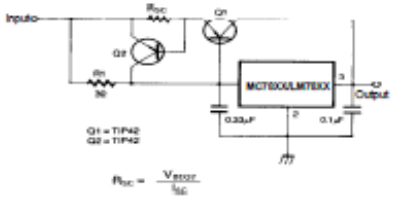


Figure 13. High Output Current with Short Circuit Protection

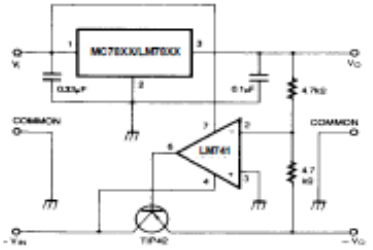


Figure 14. Tracking Voltage Regulator

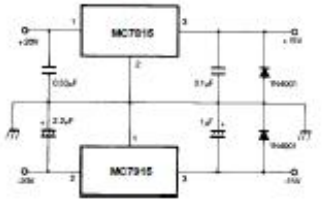


Figure 16. Split Power Supply (±16V-1A)

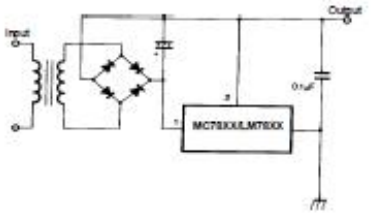


Figure 16. Negative Output Voltage Circuit

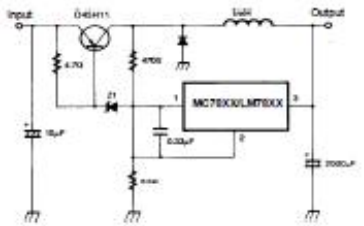
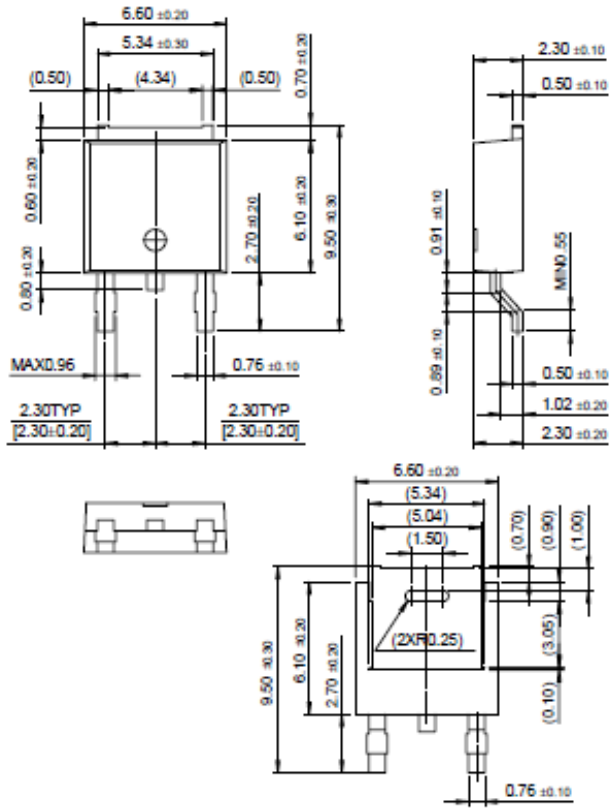


Figure 17. Switching Regulator

Mechanical Dimensions (Continued)

Package

D-PAK



Ordering Information

Product Number	Output Voltage Tolerance	Package	Operating Temperature
LM7805CT	±4%	TO-220	0 ~ + 125°C

Product Number	Output Voltage Tolerance	Package	Operating Temperature
MC7805CT	±4%	TO-220	0 ~ + 125°C
MC7806CT			
MC7808CT			
MC7809CT			
MC7810CT			
MC7812CT			
MC7815CT			
MC7818CT			
MC7824CT			
MC7805CDT		D-PAK	
MC7806CDT			
MC7808CDT			
MC7809CDT			
MC7810CDT			
MC7812CDT			
MC7805ACT	±2%	TO-220	
MC7806ACT			
MC7808ACT			
MC7809ACT			
MC7810ACT			
MC7812ACT			
MC7815ACT			
MC7818ACT			
MC7824ACT			

DISCLAIMER

FAIRCHILD SEMICONDUCTOR RESERVES THE RIGHT TO MAKE CHANGES WITHOUT FURTHER NOTICE TO ANY PRODUCTS HEREIN TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN. FAIRCHILD DOES NOT ASSUME ANY LIABILITY ARISING OUT OF THE APPLICATION OR USE OF ANY PRODUCT OR CIRCUIT DESCRIBED HEREIN; NEITHER DOES IT CONVEY ANY LICENSE UNDER ITS PATENT RIGHTS, NOR THE RIGHTS OF OTHERS.

LIFE SUPPORT POLICY

FAIRCHILD'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF THE PRESIDENT OF FAIRCHILD SEMICONDUCTOR CORPORATION. As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, and (c) whose failure to perform when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in a significant injury of the user.

2. A critical component in any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.

www.fairchildsemi.com

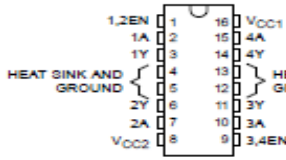
7/2/01 0.0m 001
Stock#DSxxxxxxxx
© 2001 Fairchild Semiconductor Corporation

ANEXO 11

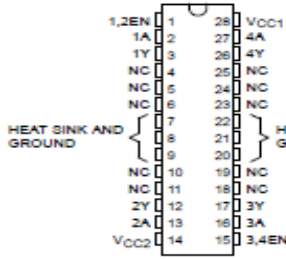
A11. Datasheet L293D

- Featuring Unitrode L293 and L293D Products Now From Texas Instruments
- Wide Supply-Voltage Range: 4.5 V to 36 V
- Separate Input-Logic Supply
- Internal ESD Protection
- Thermal Shutdown
- High-Noise-Immunity Inputs
- Functional Replacements for SGS L293 and SGS L293D
- Output Current 1 A Per Channel (600 mA for L293D)
- Peak Output Current 2 A Per Channel (1.2 A for L293D)
- Output Clamp Diodes for Inductive Transient Suppression (L293D)

N, NE PACKAGE
(TOP VIEW)



DWP PACKAGE
(TOP VIEW)



description

The L293 and L293D are quadruple high-current half-H drivers. The L293 is designed to provide bidirectional drive currents of up to 1 A at voltages from 4.5 V to 36 V. The L293D is designed to provide bidirectional drive currents of up to 600-mA at voltages from 4.5 V to 36 V. Both devices are designed to drive inductive loads such as relays, solenoids, dc and bipolar stepping motors, as well as other high-current/high-voltage loads in positive-supply applications.

All inputs are TTL compatible. Each output is a complete totem-pole drive circuit, with a Darlington transistor sink and a pseudo-Darlington source. Drivers are enabled in pairs, with drivers 1 and 2 enabled by 1,2EN and drivers 3 and 4 enabled by 3,4EN. When an enable input is high, the associated drivers are enabled and their outputs are active and in phase with their inputs. When the enable input is low, those drivers are disabled and their outputs are off and in the high-impedance state. With the proper data inputs, each pair of drivers forms a full-H (or bridge) reversible drive suitable for solenoid or motor applications.

On the L293, external high-speed output clamp diodes should be used for inductive transient suppression.

A V_{CC1} terminal, separate from V_{CC2}, is provided for the logic inputs to minimize device power dissipation.

The L293and L293D are characterized for operation from 0°C to 70°C.

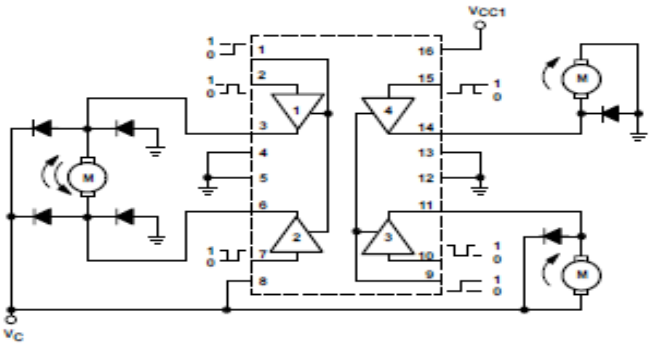
Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

Copyright © 2002, Texas Instruments Incorporated

L293, L293D
QUADRUPLE HALF-H DRIVERS
SLRS008B – SEPTEMBER 1986 – REVISED JUNE 2002

block diagram



NOTE: Output diodes are internal in L293D.

TEXAS INSTRUMENTS
AVAILABLE OPTIONS

T_A	PACKAGE
	PLASTIC DIP (NE)
0°C to 70°C	L293NE L293DNE

Unitrode Products from Texas Instruments
AVAILABLE OPTIONS

T_A	PACKAGED DEVICES	
	SMALL OUTLINE (DWP)	PLASTIC DIP (N)
0°C to 70°C	L293DWP L293DDWP	L293N L293DN

The DWP package is available taped and reeled. Add the suffix TR to device type (e.g., L293DWPTR).

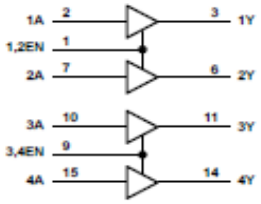
FUNCTION TABLE
(each driver)

INPUTS†		OUTPUT
A	EN	Y
H	H	H
L	H	L
X	L	Z

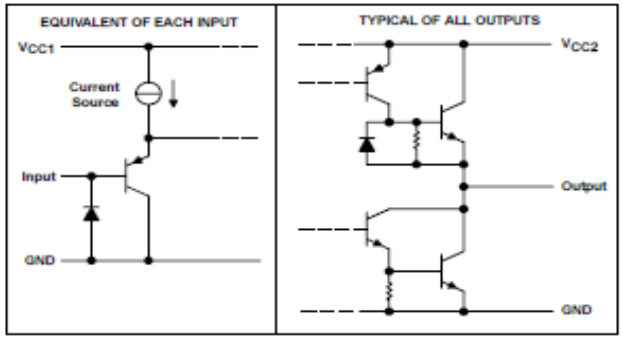
H = high level, L = low level, X = irrelevant,
Z = high impedance (off)

† In the thermal shutdown mode, the output is in the high-impedance state, regardless of the input levels.

logic diagram



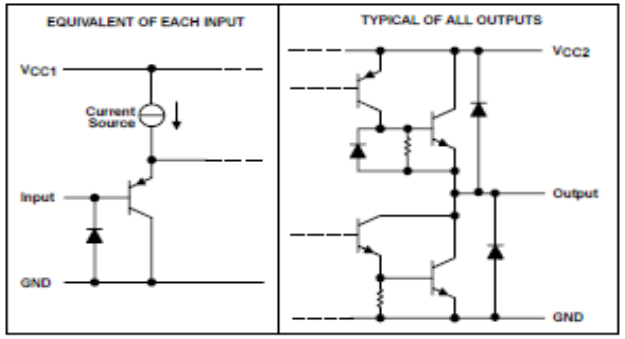
schematics of inputs and outputs (L293)



L293, L293D
QUADRUPLE HALF-H DRIVERS

SLRS008B – SEPTEMBER 1986 – REVISED JUNE 2002

schematics of inputs and outputs (L293D)



absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)†

Supply voltage, V_{CC1} (see Note 1)	36 V
Output supply voltage, V_{CC2}	36 V
Input voltage, V_I	7 V
Output voltage range, V_O	–3 V to V_{CC2} + 3 V
Peak output current, I_O (nonrepetitive, t ≤ 5 ms): L293	±2 A
Peak output current, I_O (nonrepetitive, t ≤ 100 µs): L293D	±1.2 A
Continuous output current, I_O: L293	±1 A
Continuous output current, I_O: L293D	±600 mA
Continuous total dissipation at (or below) 25°C free-air temperature (see Notes 2 and 3)	2075 mW
Continuous total dissipation at 80°C case temperature (see Note 3)	5000 mW
Maximum junction temperature, T_J	150°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	260°C
Storage temperature range, T_{stg}	–65°C to 150°C

† Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

NOTES: 1. All voltage values are with respect to the network ground terminal.
2. For operation above 25°C free-air temperature, derate linearly at the rate of 16.6 mW/°C.
3. For operation above 25°C case temperature, derate linearly at the rate of 71.4 mW/°C. Due to variations in individual device electrical characteristics and thermal resistance, the built-in thermal overload protection may be activated at power levels slightly above or below the rated dissipation.

recommended operating conditions

			MIN	MAX	UNIT
	Supply voltage	V_{CC1}	4.5	7	V
		V_{CC2}	V_{CC1}	36	
V_{IH}	High-level input voltage	$V_{CC1} \le 7$ V	2.3	V_{CC1}	V
		$V_{CC1} \ge 7$ V	2.3	7	V
V_{IL}	Low-level output voltage		−0.3†	1.5	V
T_A	Operating free-air temperature		0	70	°C

† The algebraic convention, in which the least positive (most negative) designated minimum, is used in this data sheet for logic voltage levels.

electrical characteristics, V_{CC1} = 5 V, V_{CC2} = 24 V, T_A = 25°C

PARAMETER			TEST CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
V_{OH}	High-level output voltage		L293: I_{OH} = −1 A L293D: I_{OH} = −0.6 A		V_{CC2}−1.8	V_{CC2}−1.4		V
V_{OL}	Low-level output voltage		L293: I_{OL} = 1 A L293D: I_{OL} = 0.6 A			1.2	1.8	V
V_{OKH}	High-level output clamp voltage		L293D: I_{OK} = −0.6 A			V_{CC2} + 1.3		V
V_{OKL}	Low-level output clamp voltage		L293D: I_{OK} = 0.6 A			1.3		V
I_{IH}	High-level input current	A	V_I = 7 V			0.2	100	μA
		EN				0.2	10	
I_{IL}	Low-level input current	A	V_I = 0			−3	−10	μA
		EN				−2	−100	
I_{CC1}	Logic supply current		I_O = 0	All outputs at high level		13	22	mA
				All outputs at low level		35	60	
				All outputs at high impedance		8	24	
I_{CC2}	Output supply current		I_O = 0	All outputs at high level		14	24	mA
				All outputs at low level		2	6	
				All outputs at high impedance		2	4	

switching characteristics, V_{CC1} = 5 V, V_{CC2} = 24 V, T_A = 25°C

PARAMETER		TEST CONDITIONS	L293NE, L293DNE			UNIT
			MIN	TYP	MAX	
t_{PLH}	Propagation delay time, low-to-high-level output from A input	C_L = 30 pF, See Figure 1		800		ns
t_{PHL}	Propagation delay time, high-to-low-level output from A input			400		ns
t_{TLH}	Transition time, low-to-high-level output			300		ns
t_{THL}	Transition time, high-to-low-level output			300		ns

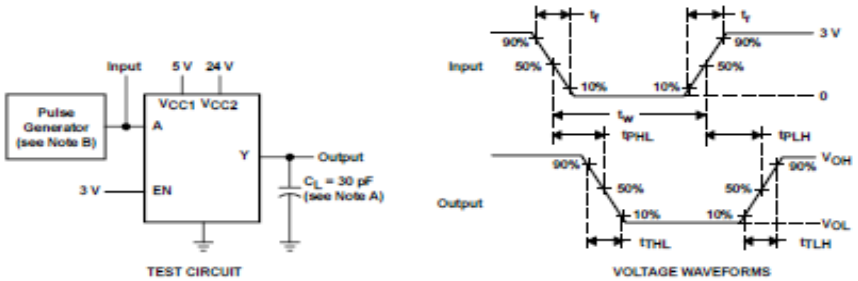
switching characteristics, V_{CC1} = 5 V, V_{CC2} = 24 V, T_A = 25°C

PARAMETER		TEST CONDITIONS	L293DWP, L293N L293DDWP, L293DN			UNIT
			MIN	TYP	MAX	
t_{PLH}	Propagation delay time, low-to-high-level output from A input	C_L = 30 pF, See Figure 1		750		ns
t_{PHL}	Propagation delay time, high-to-low-level output from A input			200		ns
t_{TLH}	Transition time, low-to-high-level output			100		ns
t_{THL}	Transition time, high-to-low-level output			350		ns

L293, L293D
QUADRUPLE HALF-H DRIVERS

SLRS008B – SEPTEMBER 1986 – REVISED JUNE 2002

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION



NOTES: A. C_L includes probe and jig capacitance.
B. The pulse generator has the following characteristics: $t_r \le 10$ ns, $t_f \le 10$ ns, t_w = 10 μs, PRR = 5 kHz, Z_O = 50 Ω.

Figure 1. Test Circuit and Voltage Waveforms

APPLICATION INFORMATION

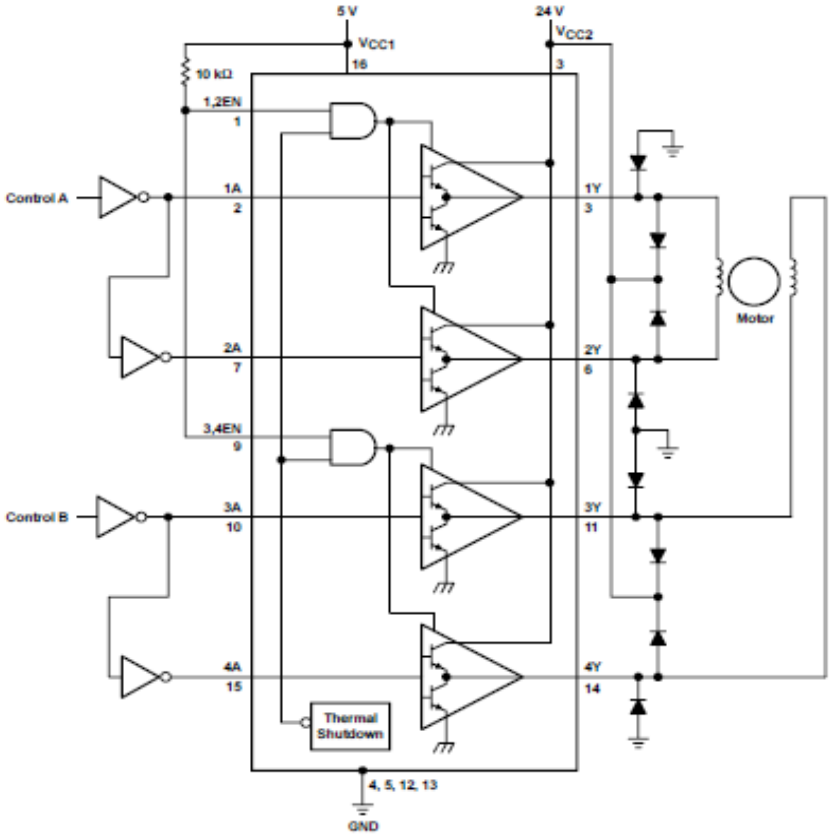


Figure 2. Two-Phase Motor Driver (L293)

L293, L293D
QUADRUPLE HALF-H DRIVERS
SLRS008B – SEPTEMBER 1986 – REVISED JUNE 2002

APPLICATION INFORMATION

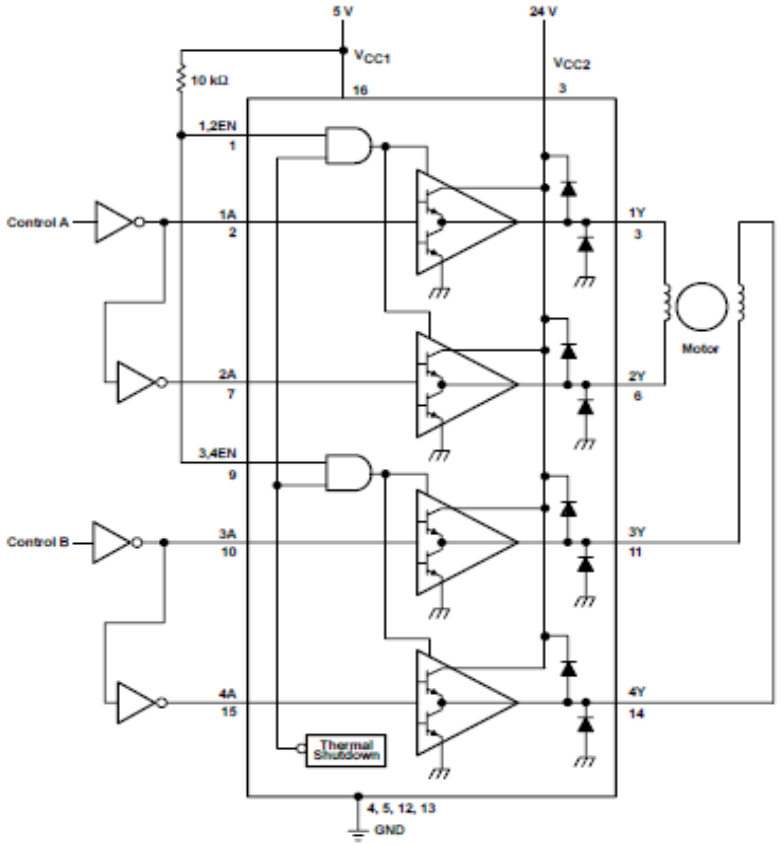


Figure 3. Two-Phase Motor Driver (L293D)

APPLICATION INFORMATION

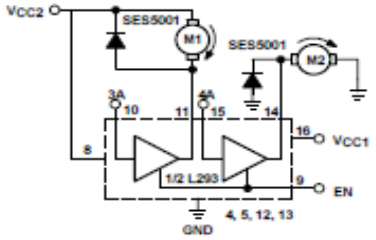


Figure 4. DC Motor Controls (connections to ground and to supply voltage)

EN	3A	M1	4A	M2
H	H	Fast motor stop	H	Run
H	L	Run	L	Fast motor stop
L	X	Free-running motor stop	X	Free-running motor stop

L = low, H = high, X = don't care

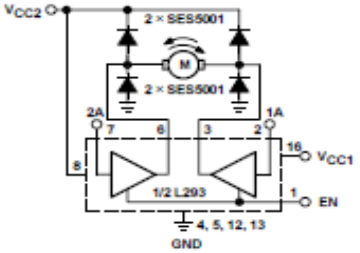


Figure 5. Bidirectional DC Motor Control

EN	1A	2A	FUNCTION
H	L	H	Turn right
H	H	L	Turn left
H	L	L	Fast motor stop
H	H	H	Fast motor stop
L	X	X	Fast motor stop

L = low, H = high, X = don't care

L293, L293D
QUADRUPLE HALF-H DRIVERS
SLRS008B – SEPTEMBER 1986 – REVISED JUNE 2002

APPLICATION INFORMATION

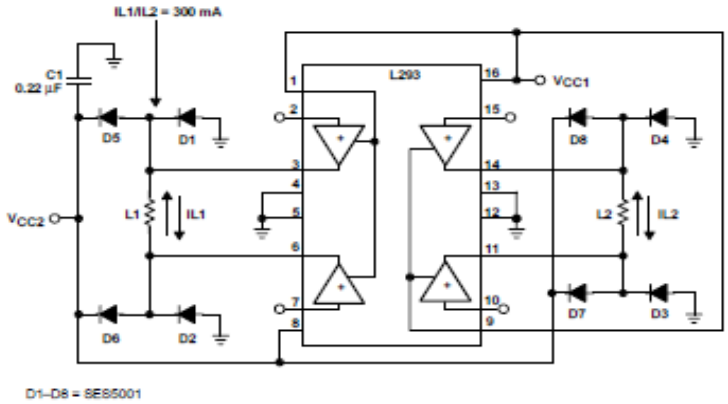


Figure 6. Bipolar Stepping-Motor Control

mounting instructions

The Rthj-amp of the L293 can be reduced by soldering the GND pins to a suitable copper area of the printed circuit board or to an external heatsink.

Figure 9 shows the maximum package power P_{TOT} and the θ_{jA} as a function of the side *l* of two equal square copper areas having a thickness of 35 µm (see Figure 7). In addition, an external heat sink can be used (see Figure 8).

During soldering, the pin temperature must not exceed 260°C, and the soldering time must not be longer than 12 seconds.

The external heatsink or printed circuit copper area must be connected to electrical ground.

APPLICATION INFORMATION

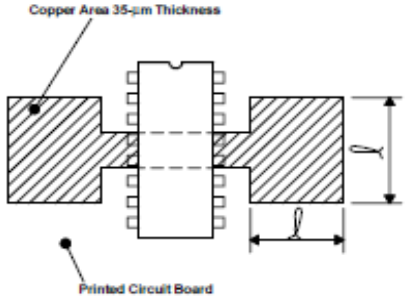


Figure 7. Example of Printed Circuit Board Copper Area (used as heat sink)

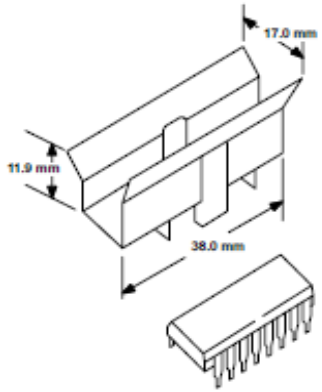


Figure 8. External Heat Sink Mounting Example (θ_{JA} = 25°C/W)

L293, L293D
QUADRUPLE HALF-H DRIVERS
SLRS008B – SEPTEMBER 1986 – REVISED JUNE 2002

APPLICATION INFORMATION

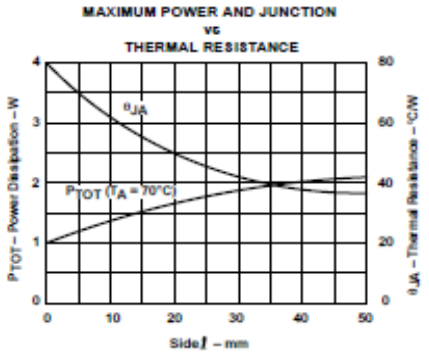


Figure 9

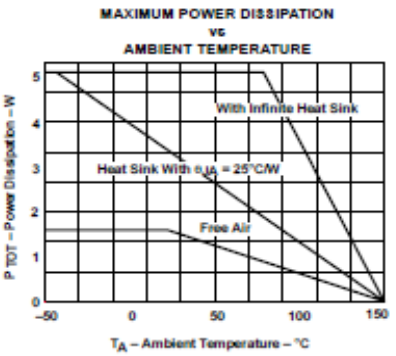


Figure 10

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments Incorporated and its subsidiaries (TI) reserve the right to make corrections, modifications, enhancements, improvements, and other changes to its products and services at any time and to discontinue any product or service without notice. Customers should obtain the latest relevant information before placing orders and should verify that such information is current and complete. All products are sold subject to TI's terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgment.

TI warrants performance of its hardware products to the specifications applicable at the time of sale in accordance with TI's standard warranty. Testing and other quality control techniques are used to the extent TI deems necessary to support this warranty. Except where mandated by government requirements, testing of all parameters of each product is not necessarily performed.

TI assumes no liability for applications assistance or customer product design. Customers are responsible for their products and applications using TI components. To minimize the risks associated with customer products and applications, customers should provide adequate design and operating safeguards.

TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any TI patent right, copyright, mask work right, or other TI intellectual property right relating to any combination, machine, or process in which TI products or services are used. Information published by TI regarding third–party products or services does not constitute a license from TI to use such products or services or a warranty or endorsement thereof. Use of such information may require a license from a third party under the patents or other intellectual property of the third party, or a license from TI under the patents or other intellectual property of TI.

Reproduction of information in TI data books or data sheets is permissible only if reproduction is without alteration and is accompanied by all associated warranties, conditions, limitations, and notices. Reproduction of this information with alteration is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for such altered documentation.

Resale of TI products or services with statements different from or beyond the parameters stated by TI for that product or service voids all express and any implied warranties for the associated TI product or service and is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for any such statements.

Mailing Address:

Texas Instruments
Post Office Box 655303
Dallas, Texas 75265

Copyright © 2002, Texas Instruments Incorporated

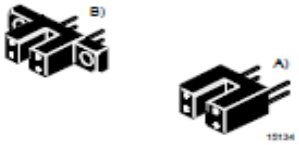
ANEXO 12

A12. Datasheet TCST1000

Transmissive Optical Sensor without Aperture

Description

This device has a compact construction where the emitting-light sources and the detectors are located face-to-face on the same optical axis.
The operating wavelength is 950 nm. The detector consists of a phototransistor.

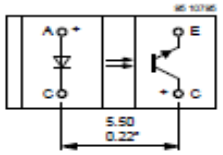


Applications

- Contactless optoelectronic switch, control and counter

Features

- Compact construction
- No setting efforts
- 2 case variations
- Polycarbonate case protected against ambient light
- Current Transfer Ratio (CTR) of typical 2.5%



Top view

Order Instruction

Ordering Code	Resolution (mm) / Aperture (mm)	Remarks
TCST1000[A]	0.6 / non	No mounting flags
TCST2000[B]	0.6 / non	With two mounting flags

TCST1000/ TCST2000
Vishay Telefunken

Absolute Maximum Ratings

Input (Emitter)

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Reverse voltage		V_R	6	V
Forward current		I_F	60	mA
Forward surge current	$t_p \le 10\ \mu s$	I_{FSM}	3	A
Power dissipation	$T_{amb} \le 25°C$	P_V	100	mW
Junction temperature		T_j	100	°C

Output (Detector)

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Collector emitter voltage		V_{CEO}	70	V
Emitter collector voltage		V_{ECO}	7	V
Collector current		I_C	100	mA
Collector peak current	$t_p/T = 0.5$, $t_p \le 10$ ms	I_{CM}	200	mA
Power dissipation	$T_{amb} \le 25°C$	P_V	150	mW
Junction temperature		T_j	100	°C

Coupler

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Total power dissipation	$T_{amb} \le 25°C$	P_{tot}	250	mW
Ambient temperature range		T_{amb}	–55 to +85	°C
Storage temperature range		T_{stg}	–55 to +100	°C
Soldering temperature	2 mm from case, $t \le 5$ s	T_{sd}	260	°C

Electrical Characteristics (T_{amb} = 25°C)

Input (Emitter)

Parameter	Test Conditions	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Unit
Forward voltage	$I_F = 60$ mA	V_F		1.25	1.5	V
Junction capacitance	$V_R = 0$, $f = 1$ MHz	C_j		50		pF

Output (Detector)

Parameter	Test Conditions	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Unit
Collector emitter voltage	$I_C = 1$ mA	V_{CEO}	70			V
Emitter collector voltage	$I_E = 10\ \mu A$	V_{ECO}	7			V
Collector dark current	$V_{CE} = 25$ V, $I_F = 0$, $E = 0$	I_{CEO}			100	nA

Coupler

Parameter	Test Conditions	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Unit
Collector current	$V_{CE} = 5$ V, $I_F = 20$ mA	I_C	0.25	0.5		mA
Collector emitter saturation voltage	$I_F = 20$ mA, $I_C = 25\ \mu A$	V_{CEsat}			0.4	V
Resolution, path of the shutter crossing the radiant sensitive zone	$I_{Crel} = 10/90\%$			0.6		mm

Switching Characteristics

Parameter	Test Conditions	Symbol	Typ.	Unit
Turn-on time	V_S = 5 V, I_C = 1 mA, R_L = 100 Ω (see figure 1)	t_{on}	15.0	µs
Turn-off time		t_{off}	10.0	µs

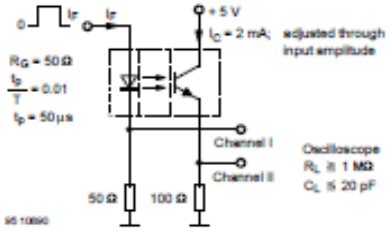


Figure 1. Test circuit

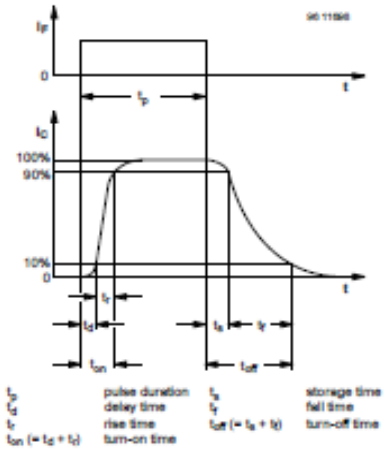


Figure 2. Switching times

TCST1000/ TCST2000
Vishay Telefunken

Typical Characteristics (T_{amb} = 25°C, unless otherwise specified)

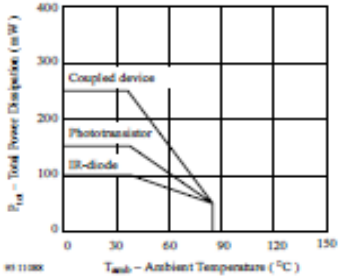


Figure 3. Total Power Dissipation vs. Ambient Temperature

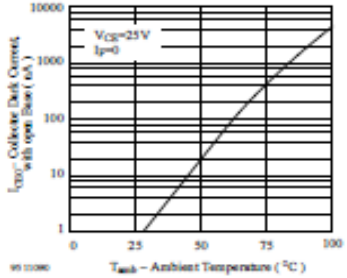


Figure 6. Collector Dark Current vs. Ambient Temperature

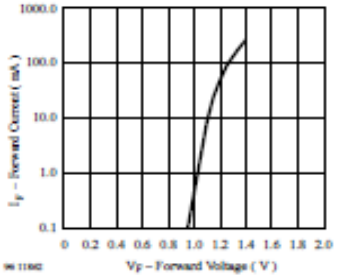


Figure 4. Forward Current vs. Forward Voltage

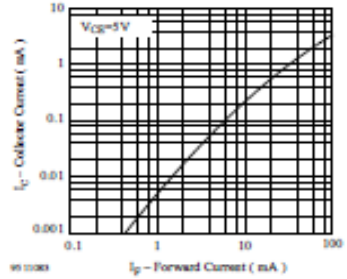


Figure 7. Collector Current vs. Forward Current

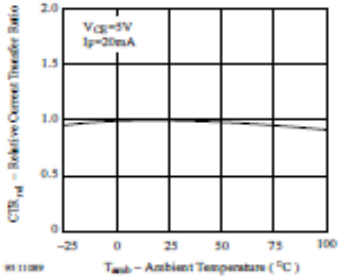


Figure 5. Relative Current Transfer Ratio vs. Ambient Temperature

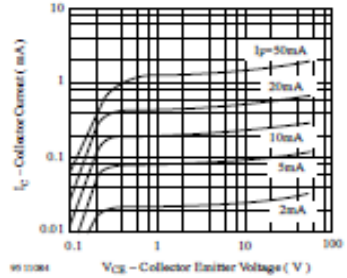


Figure 8. Collector Current vs. Collector Emitter Voltage

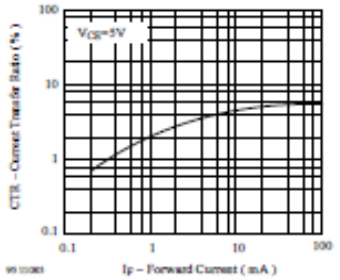


Figure 9. Current Transfer Ratio vs. Forward Current

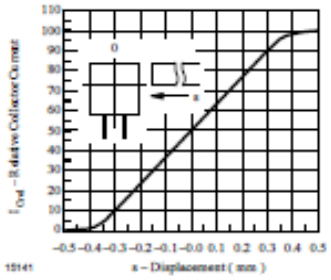


Figure 11. Relative Collector Current vs. Displacement

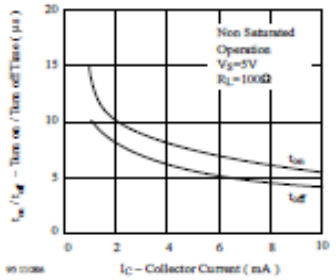
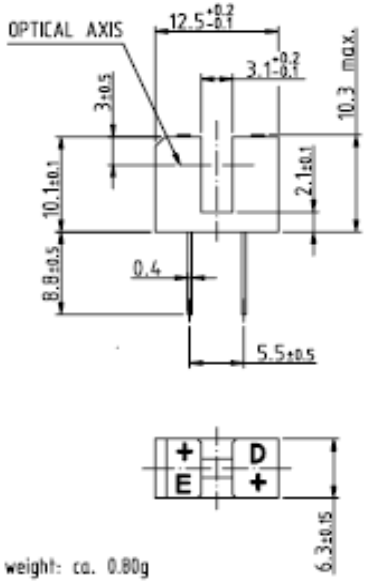
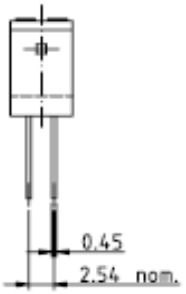


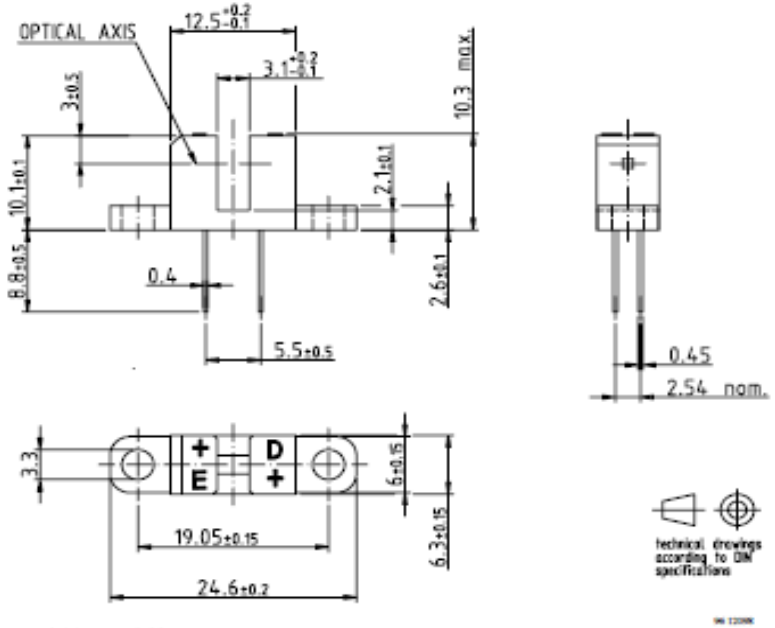
Figure 10. Turn on / off Time vs. Collector Current

Dimensions of TCST1000 in mm





Dimensions of TCST2000 in mm



weight: ca. 0.90g

Ozone Depleting Substances Policy Statement

It is the policy of **Vishay Semiconductor GmbH** to

1. Meet all present and future national and international statutory requirements.
2. Regularly and continuously improve the performance of our products, processes, distribution and operating systems with respect to their impact on the health and safety of our employees and the public, as well as their impact on the environment.

It is particular concern to control or eliminate releases of those substances into the atmosphere which are known as ozone depleting substances (ODSs).

The Montreal Protocol (1987) and its London Amendments (1990) intend to severely restrict the use of ODSs and forbid their use within the next ten years. Various national and international initiatives are pressing for an earlier ban on these substances.

Vishay Semiconductor GmbH has been able to use its policy of continuous improvements to eliminate the use of ODSs listed in the following documents.

1. Annex A, B and list of transitional substances of the Montreal Protocol and the London Amendments respectively
2. Class I and II ozone depleting substances in the Clean Air Act Amendments of 1990 by the Environmental Protection Agency (EPA) in the USA
3. Council Decision 88/540/EEC and 91/690/EEC Annex A, B and C (transitional substances) respectively.

Vishay Semiconductor GmbH can certify that our semiconductors are not manufactured with ozone depleting substances and do not contain such substances.

We reserve the right to make changes to improve technical design and may do so without further notice.
Parameters can vary in different applications. All operating parameters must be validated for each customer application by the customer. Should the buyer use Vishay Telefunken products for any unintended or unauthorized application, the buyer shall indemnify Vishay Telefunken against all claims, costs, damages, and expenses, arising out of, directly or indirectly, any claim of personal damage, injury or death associated with such unintended or unauthorized use.

Vishay Semiconductor GmbH, P.O.B. 3535, D-74025 Heilbronn, Germany
Telephone: 49 (0)7131 67 2831, Fax number: 49 (0)7131 67 2423

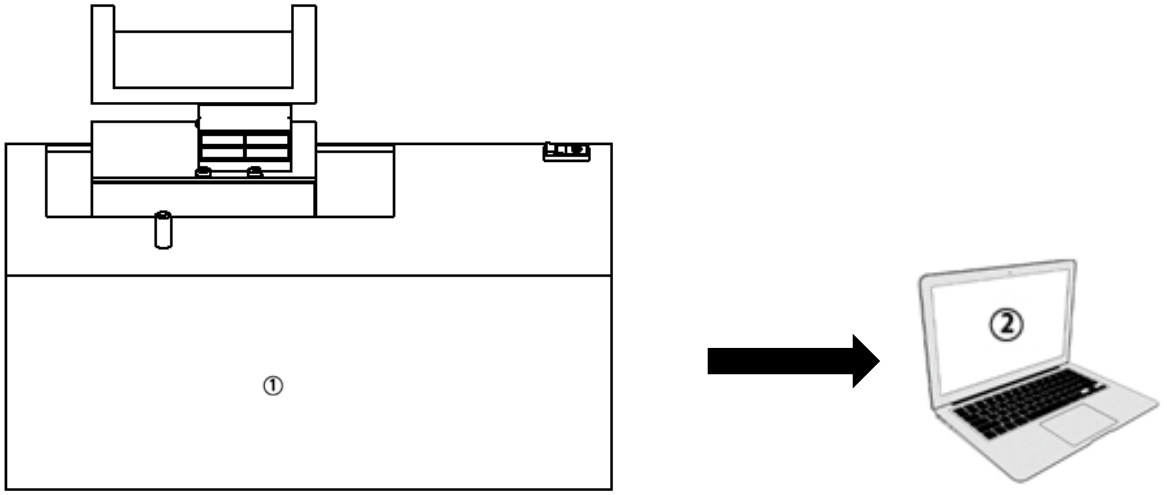
ANEXO 13

A13.MANUAL DO UTILIZADOR – PROTÓTIPO MECATRÓNICO DE DETERMINAÇÃO DO GRUPO SANGUÍNEO DE HUMANOS EM SITUAÇÕES DE EMERGÊNCIA

A13.1. INTRODUÇÃO

Este sistema tem como objetivo efetuar de forma automática a determinação do tipo sanguíneo de humanos em situações de emergência.

De seguida está descrita a composição do sistema.



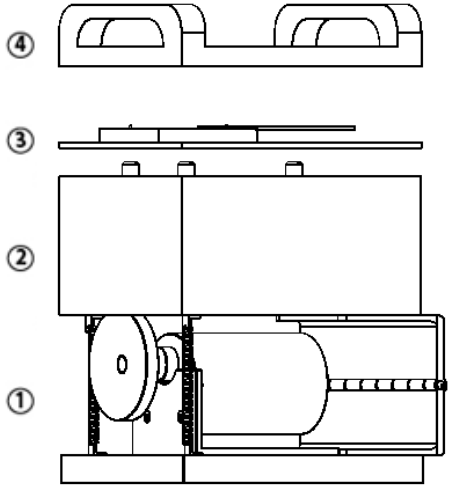
① **SISTEMA MECATRÓNICO DE DETERMINAÇÃO DO TIPO SANGUÍNEO DE HUMANOS**
- constitui todos os componentes mecânicos e eletrónicos necessários para efetuar o teste de determinação do tipo sanguíneo.

② **COMPUTADOR**
- monitoriza o teste e efetua a determinação do tipo sanguíneo, através de um *software* de processamento de imagem efetuado em *Labview*.

A13.2. CONSTITUIÇÃO DO SISTEMA MECATRÓNICO

O sistema mecatrónico apresentado anteriormente é constituído por um sistema mecânico que possui todos os elementos necessários para efetuar a determinação do tipo sanguíneo e pelos componentes eletrónicos necessários para efetuar o teste, nomeadamente a bateria, microcontrolador Arduino e componentes para efetuar o controlo do sistema.

De seguida apresenta-se a descrição do sistema mecânico de determinação do tipo sanguíneo, bem como a explicação da sua constituição.



BASE DO MOTOR

① -constituída pelo motor, a came (acoplada ao veio do motor) e por elementos de fixação, bem como uma dobradiça e duas molas (que ligam a base do motor ao sistema de aquisição de resultados).

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE RESULTADOS

② -constituído por um espelho (que reflete a imagem proveniente do sistema de amostras) e pela câmara (que faz a aquisição da imagem do espelho).
-possui três pernos com ímanes na sua extremidade (para efetuar o encaixe do sistema de amostras e da tampa do sistema).

SISTEMA DE AMOSTRAS

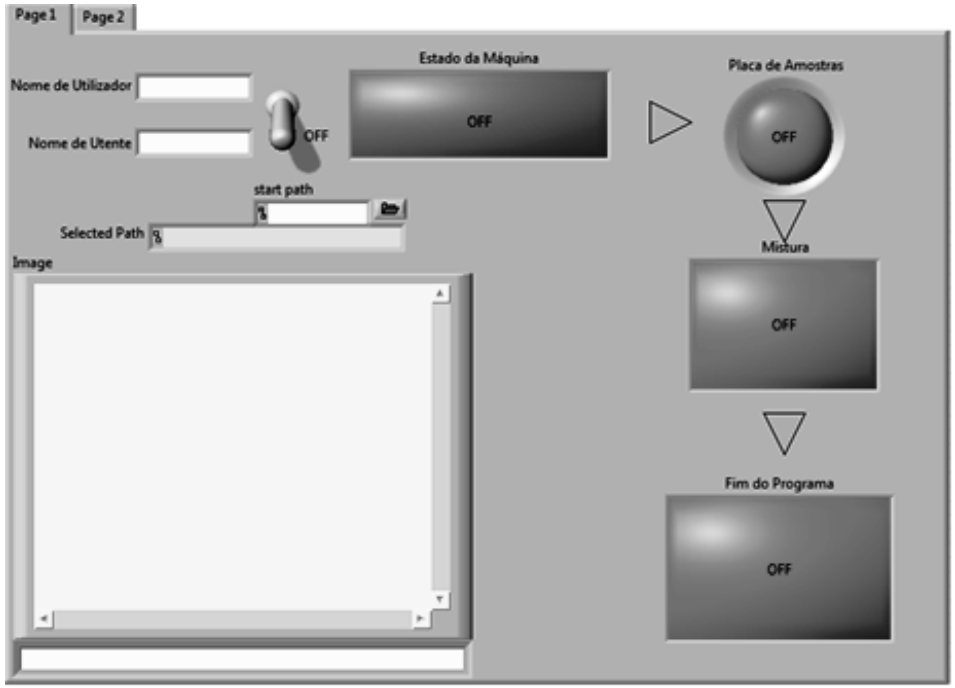
③ -possui três orifícios para encaixar apenas de uma forma no sistema de aquisição de dados e possui quatro zonas de amostras (onde vão ser colocados manualmente a amostra de sangue com os respetivos reagentes necessários para efetuar o teste).
-possui uma pequena tampa que apenas cobre a zona dos testes (para proteger o sistema de perturbações exteriores).

TAMPA DO SISTEMA

④ -serve para tapar todo o sistema de forma a efetuar o teste em segurança.
-possui três orifícios com ímanes, de forma a encaixar nos pernos do sistema de aquisição de resultados.

A13.3. INTERFACE

O computador descrito anteriormente, possui uma plataforma de interface com o utilizador.
Esta plataforma foi desenvolvida, de forma a facultar ao utilizador conhecer o estado da máquina em tempo real. Tem assim o seguinte aspeto:



Deste modo, a plataforma mostra através de vários componentes gráficos o estado de operação do equipamento, através da análise sensorial, nomeadamente do(a):

- alimentação do sistema;

- local correto do sistema de amostras;
- fase de mistura das amostras;
- fim do teste.

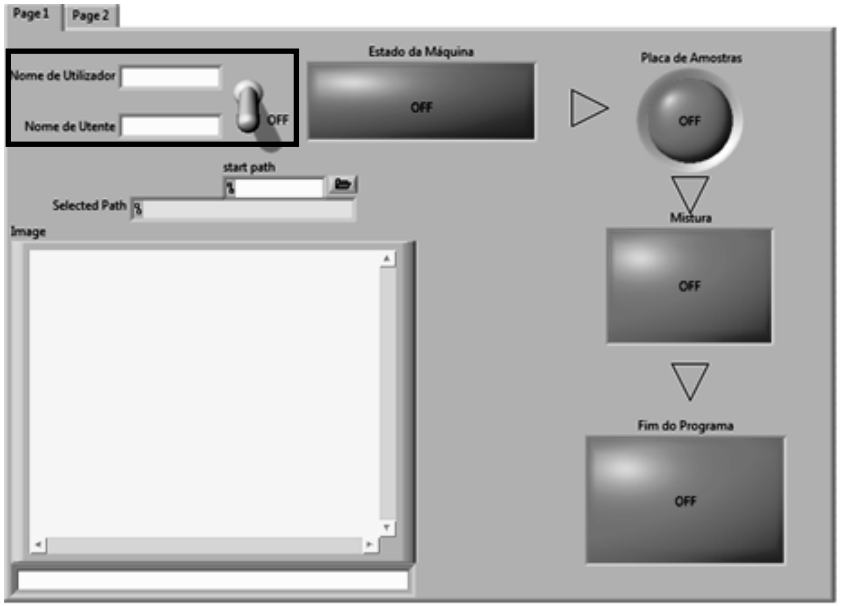
Esta interface também guarda um ficheiro *Excel* com os dados previamente inseridos pelo utilizador do sistema, nome do utilizador, nome do utente e também a data, hora e por fim o tipo sanguíneo do utente.

A14.4. PROCEDIMENTO DE TESTE

Esta fase tem como finalidade a explicação de todos os passos, para efetuar o teste de determinação do tipo sanguíneo, no sistema mecatrónico.

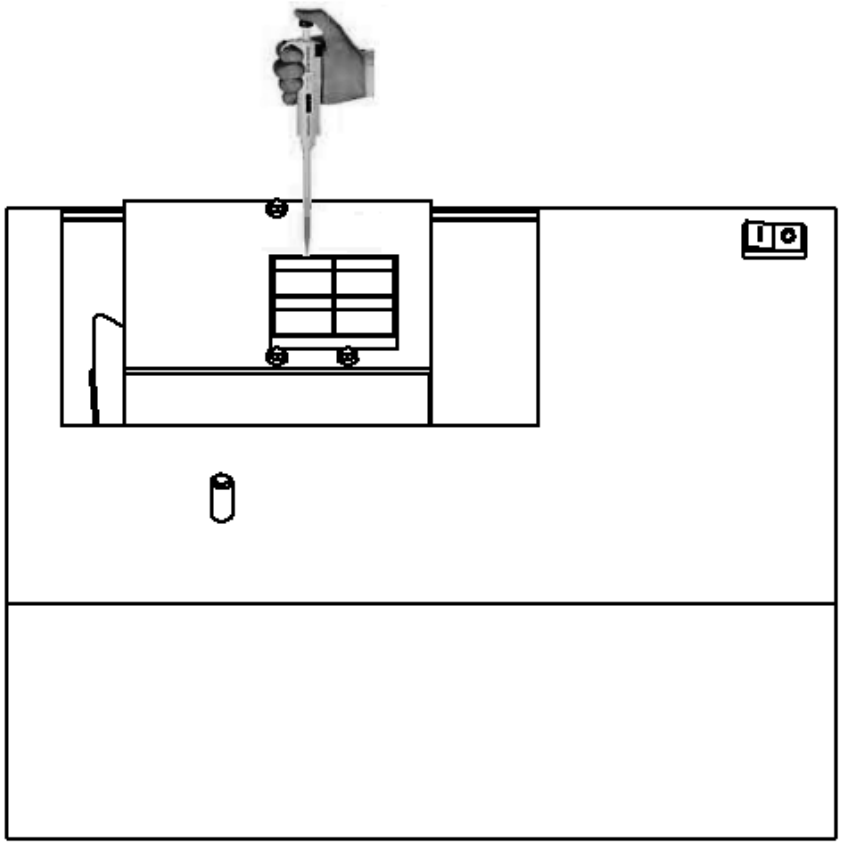
1.º PASSO – INSERÇÃO DOS DADOS NO INTERFACE

Na fase inicial, o utilizador deve colocar na plataforma em ***Labview*** os dados referentes ao '**Nome de Utilizador'** e ao **'Nome do Utente'** do teste que vai efetuar.
De seguida, deve **ligar** o interruptor referente à inicialização do teste.

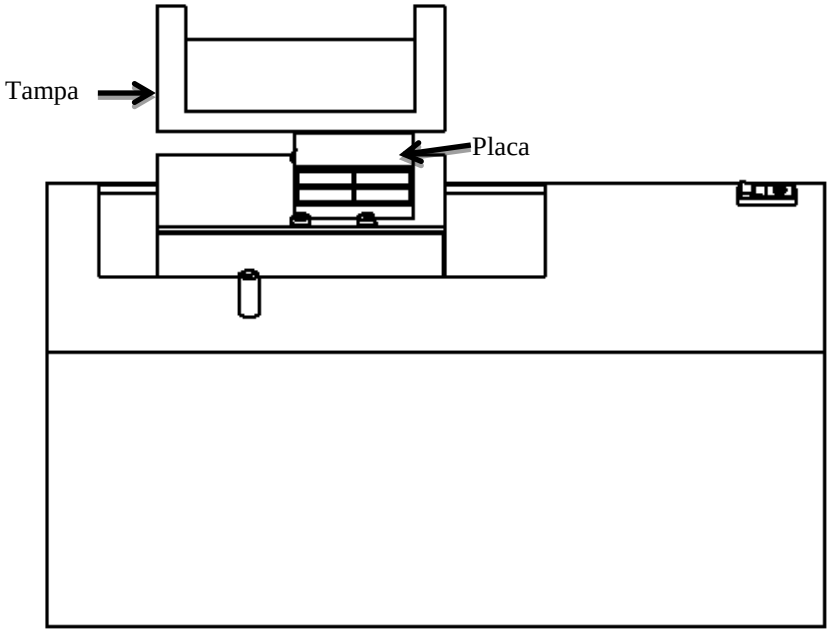


2.º PASSO – PREPARAÇÃO DO SISTEMA DE AMOSTRAS

Colocar o sistema de amostras no equipamento, caso este ainda não esteja no mesmo, e pipetar para cada zona, a amostra de sangue e reagente correspondente, de forma a estar similar com a imagem seguinte.

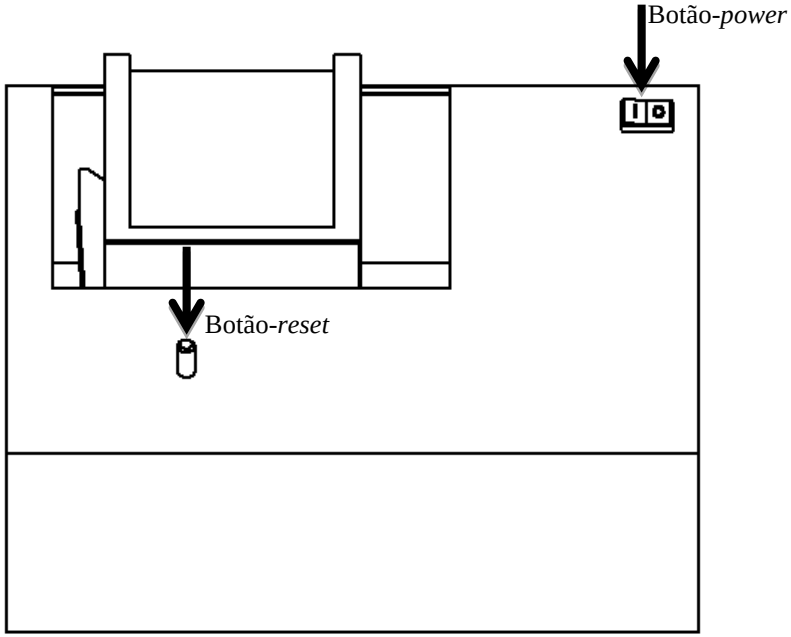


No final, o utilizador deve colocar a **Placa** e **Tampa** por cima da zona amostras, como mostra a imagem seguinte.



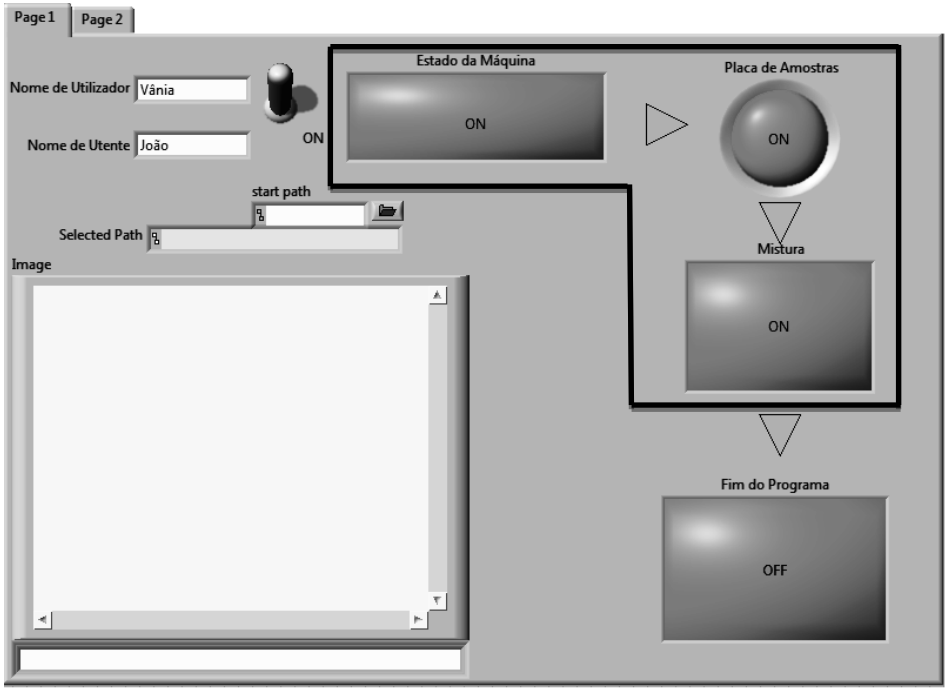
3.º PASSO – ATIVAÇÃO E ALIMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO

Nesta fase, o utilizador deve carregar no **Botão-*reset*** e de seguida colocar o **Botão-*power*** de alimentação a **‘1’**.



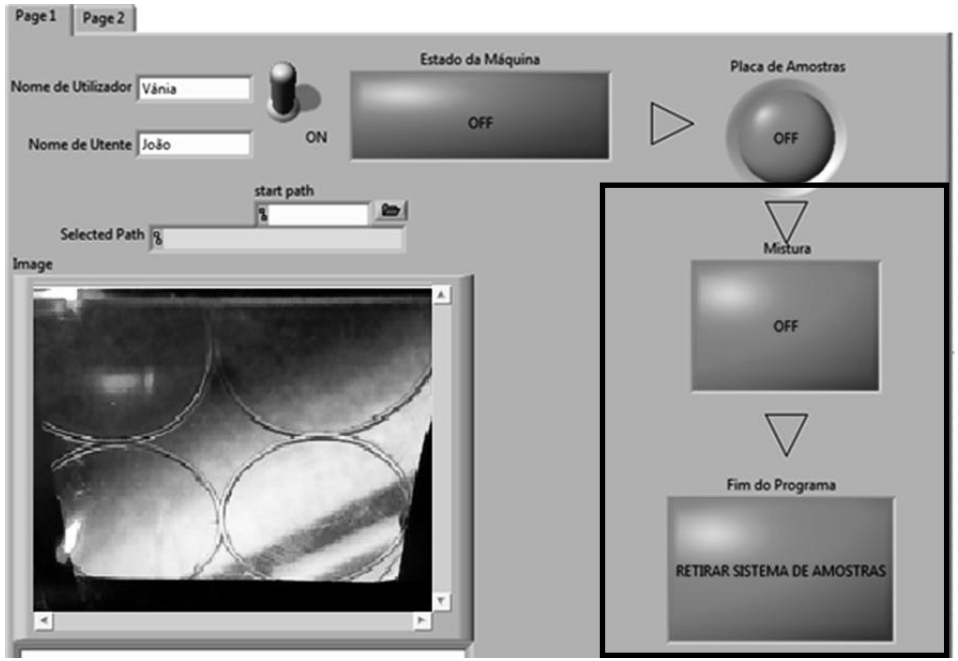
4.º PASSO – VERIFICAÇÃO DOS ESTADOS DO EQUIPAMENTO

Nesta fase, o utilizador deve verificar na interface em ***Labview*** se o estado da máquina e a placa de amostras se encontram a **'ON'**, indicando a cor **verde**. Se tal não acontecer, o utilizador deve verificar se o sistema de amostras e a tampa se encontram no local indicado.
De seguida, também na interface em ***Labview***, o utilizador deve verificar se o equipamento se encontra na '**Fase de Mistura'** da amostra de sangue com o reagente.

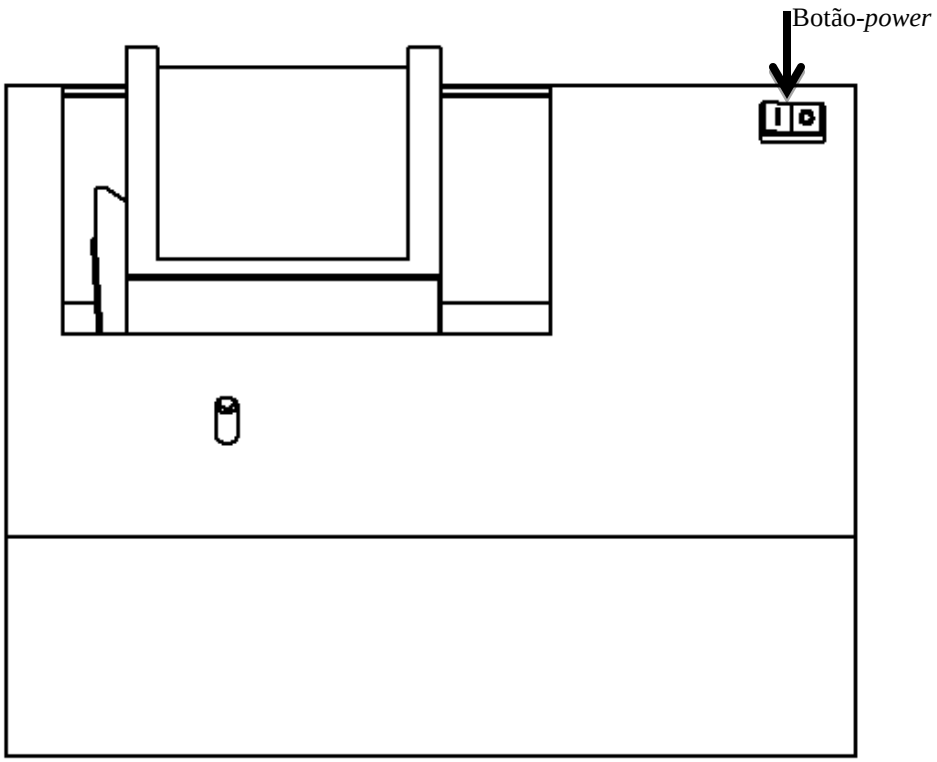


5.º PASSO – VERIFICAÇÃO DOS ESTADOS DO EQUIPAMENTO

O utilizador deve esperar até que a **'Fase de Mistura'** esteja **'OFF'**, indicando a cor **vermelha** e que o **'Fim do Programa'** indique a mensagem indicada na imagem seguinte **'Retirar Sistema de Amostras'**, com a cor **verde**.



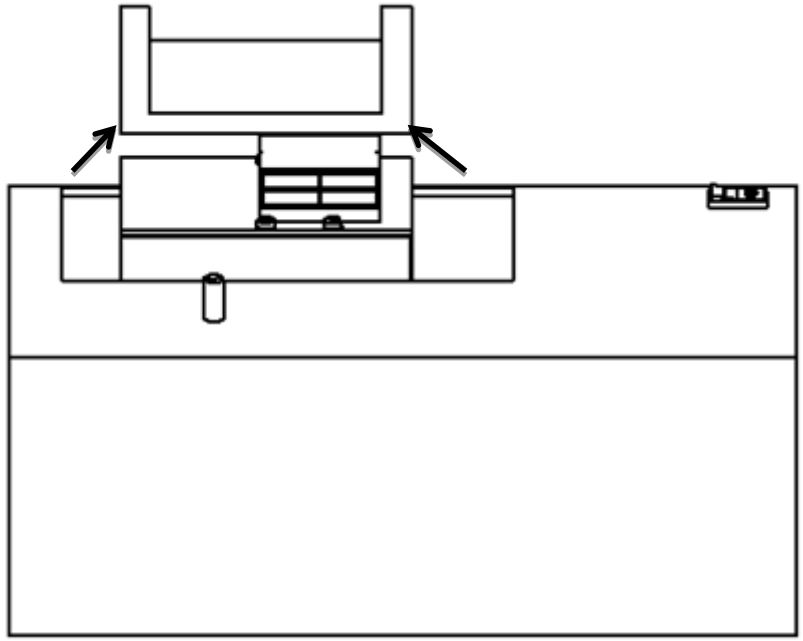
Nesta fase, o utilizador tem de **desligar** o interruptor da interface em ***Labview*** e colocar o **Botão-*power*** a **'0'** para desligar a alimentação do sistema, para que o processamento de imagem seja iniciado.



Passado algum tempo, o ficheiro ***Excel*** pode ser aberto e o tipo sanguíneo do utente está determinado.

6.º PASSO – RETIRAR SISTEMA DE AMOSTRAS PARA INICIAR NOVO TESTE

Retirar a tampa e o sistema de amostras do equipamento para posterior desinfeção, estando o sistema preparado para iniciar novo teste.



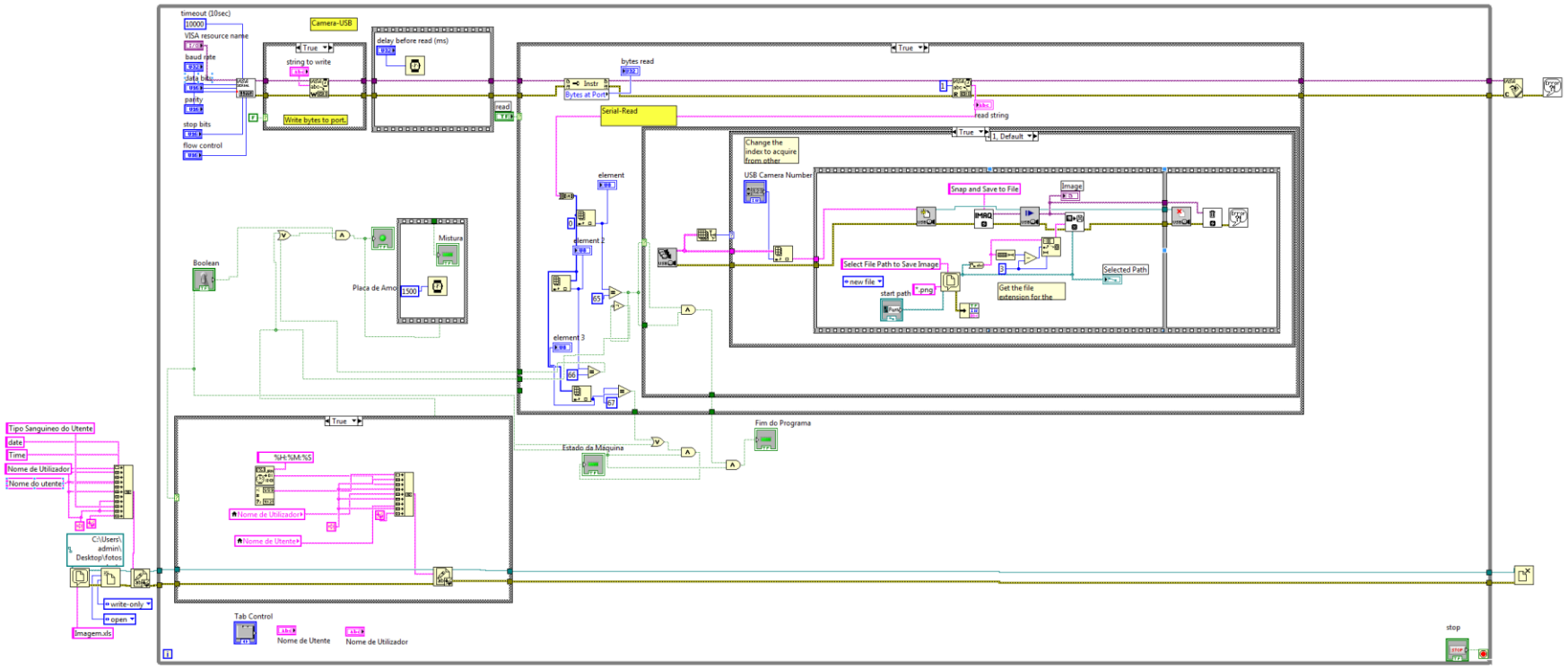
A13.5. PRECAUÇÕES A TOMAR

Quando o teste é iniciado, o utilizador deve desligar o **Botão-*power*** correspondente à alimentação do sistema se:
- o sistema de amostras ou qualquer outro sistema sair do local correto.
- se não carregar no **Botão-*reset*** e o sistema começar a funcionar.
- se qualquer um dos constituintes do sistema sair do local indicado.

Caso o sistema de amostras não tiver sido limpo no final do teste, efetuar a sua limpeza antes de colocar os reagentes e amostra de sangue.

ANEXO 14

A14. Código Desenvolvido em Labview



ANEXO 15

A15. Pads Logic Layout

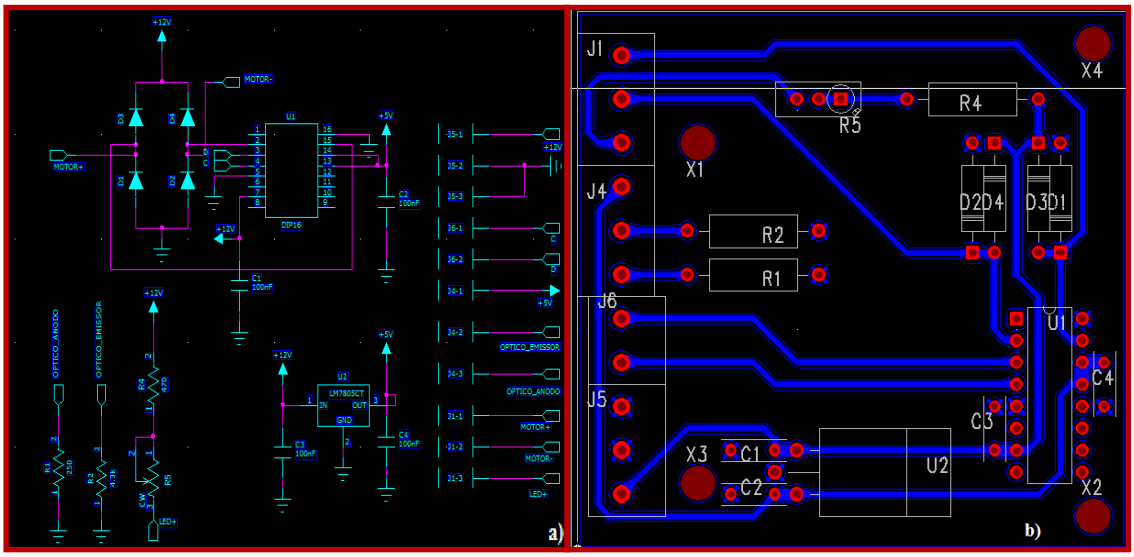


Figura A15.1: Esquemáticos desenvolvidos no Mentor Grafics. a)PADSLogic e b)PADSLayout